



HAL
open science

Caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'instabilité chronique de la cheville

Raphaël Pionnier

► **To cite this version:**

Raphaël Pionnier. Caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'instabilité chronique de la cheville. Ingénierie biomédicale. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2015. Français. NNT : 2015VALE0033 . tel-01271356

HAL Id: tel-01271356

<https://theses.hal.science/tel-01271356>

Submitted on 9 Feb 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Présentée à

L'UNIVERSITÉ DE VALENCIENNES ET DU HAINAUT-CAMBRÉSIS



En vue de l'obtention du
DOCTORAT

Spécialité :

Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

- BIOMÉCANIQUE -

Par

Raphaël PIONNIER

Ecole doctorale Sciences Pour l'Ingénieur Université Lille Nord-de-France

CARACTÉRISATION BIOMÉCANIQUE DES DIFFÉRENTS MÉCANISMES

IMPLIQUÉS DANS L'INSTABILITÉ CHRONIQUE DE LA CHEVILLE

Soutenue le 30 Novembre 2015, à Valenciennes, devant le jury composé de :

André THÉVENON PU-PH-MPR, Université Lille 2, Faculté de Médecine Henri Warembourg, Lille	Président du Jury - Examineur
Laurence CHÈZE PU 60 ^{ème} , LBMC, UMR-T 9406 INRETS, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon	Rapporteur
Serge COLSON PU 74 ^{ème} , LAMHESS, EA 6312, Université de Nice Sophia Antipolis, Nice	Rapporteur
William BERTUCCI MCU-HDR 74 ^{ème} , GRESPI, EA 4694, Université de Reims Champagne-Ardenne, Reims	Rapporteur
Didier PRADON IR-HDR, APHP, Hôpital Raymond Poincaré, Garches	Examineur
Christophe POPINEAU PH-MPR, Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, Helfaut	Invité
Franck BARBIER PU 74 ^{ème} , LAMIH, UMR CNRS 8201, UVHC, Valenciennes	Directeur
Emilie SIMONEAU-BUESSINGER MCU 74 ^{ème} , LAMIH, UMR CNRS 8201, UVHC, Valenciennes	Co-encadrant
Nicolas DÉCOUFOUR PhD 74 ^{ème} , Ingénieur Hospitalier, Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, Helfaut	Co-encadrant

Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines

UMR CNRS 8201

**« Ne conquiers pas le monde si tu dois y perdre ton âme car
la sagesse vaut mieux que l'or et l'argent »**

Robert Nesta Marley

Remerciements

Cette section de ce travail de doctorat a pour objectif de remercier tous ceux qui ont, de près ou de loin, contribué à la réussite de ce projet en m'apportant diverses aides, qu'elles soient professionnelles, personnelles ou un peu des deux.

Dans un premier temps, je tiens à présenter mes sincères remerciements à l'ensemble des personnes constituant le jury de cette thèse de doctorat. Merci d'avoir pris de votre précieux temps pour lire, juger, et critiquer mon travail, et je tiens plus précisément à remercier le Professeur Laurence CHEZE, le professeur Serge COLSON ainsi que Monsieur William BERTUCCI pour avoir accepté de rapporter mon travail. Le fait que des experts dans le domaine de la biomécanique tels que vous aient accepté de commenter mon travail est pour moi un honneur. Merci également au Professeur André THEVENON et à Monsieur Didier PRADON, qui m'a il y a quelques années ouvert les portes de l'analyse du mouvement au CHU R. Poincaré de Garches, d'avoir accepté ce rôle d'examineur.

Comment rédiger une section de remerciements et ne pas en venir à mes encadrants ? Merci à vous trois, d'avoir pris le temps et l'énergie nécessaire pour essayer de faire de moi un chercheur. Merci donc à Monsieur Franck BARBIER, qui a toujours su se montrer disponible lorsque j'en ai eu besoin, pour l'expertise qu'il a su partager avec moi, et pour la confiance qu'il m'a accordé à de nombreuses reprises. Merci à Madame Emilie SIMONEAU-BUESSINGER pour tous ses conseils, pour son aide précieuse dans la rédaction de divers documents au cours de ce travail, et évidemment pour ses qualités humaines et sa bonne humeur. Merci d'avoir su également prendre du temps pour m'apporter un soutien personnel. Enfin, j'adresse un grand merci à Monsieur Nicolas DECOUFOR. Je ne pense pas que je serais en train de rédiger cette section si tu n'avais pas été là pour m'épauler, tant dans le travail que dans ma vie personnelle, toi mieux que personne sais que tout n'a pas été évident pour moi. Tu as toujours su te montrer disponible, m'a permis de faire évoluer mes compétences et d'en acquérir de nouvelles, et accessoirement, on aura également bien su se marrer de temps en temps, parce-que même s'il faut bosser, rien ne vaut un bon TLMVPSP !!!

Mes remerciements s'adressent également à un autre grand homme que ce déménagement dans le grand Ch'Nord m'a permis de rencontrer : le Docteur Christophe POPINEAU, actuel responsable du service de Médecine Physique et Réadaptation et Unité de Médecine du Sport du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer (CHRSO). Outre les enrichissements d'ordre médical dont tu as su me faire profiter, tu es devenu mon ami, un homme sur qui je peux compter en toutes circonstances, et un homme qui m'a accordé une confiance totale tant dans mon travail sur l'Instabilité Chronique de la Cheville que dans mon activité clinique au CHRSO. Pour tout ça, pour les bons moments passés pendant la Coupe du Monde 2014 (et pas que), ou pour tout ce que tu as partagé de tes différentes expériences dans le milieu du Sport, MERCI CHEF !!! Je ne peux pas ne pas remercier le Docteur Christophe RIBEIRO, pour tout le

temps qu'il a pu passer à me faire profiter de consultations médicales, afin de me réparer après quelques oppositions footballistiques musclées. Evidemment, je te remercie également d'être ce que tu es, à savoir mon ami. Merci pour ton soutien psychologique, pour m'avoir fait rire à des moments où ce n'était pas toujours facile, et merci de l'estime que tu portes à mon travail et à mes compétences. Je n'oublierai pas non plus le Docteur Louis NOISETTE, t'es un bon mon Luigi, et je me répète un peu, mais merci à toi également, je n'ai pas besoin de détailler pour que tu saches que tu m'as apporté une aide précieuse. J'ai également une pensée agréable pour le Docteur Hélène DESMETTRE, ainsi que pour le Docteur Carina CHIOSSONI, qui n'ont jamais refusé de prendre du temps pour discuter de sujets divers et variés. Un petit mot également pour le Docteur PANDOLFI, présent au CHRISO à mon arrivée, merci pour le travail réalisé sur les questionnaires.

Le CHRISO, et plus particulièrement le plateau technique de rééducation, ont été pour moi comme une deuxième famille pendant ces 3 années de CIFRE, et c'est pourquoi vous avez tout à fait votre place ici. Pour n'oublier personne, je vais maintenant remercier toutes ces personnes par corps de métiers. Merci à Hélène, Aurélie, et Hortense, assistantes sociales, pour leur bonne humeur quotidienne. Merci à Stéphanie, orthophoniste, pour m'avoir fait découvrir les facettes de son métier. Merci aux ergothérapeutes, Marie, Hélène, Véro, et avec une mention spéciale pour Etienne, alias Papou avec qui le courant était plus que positif ! Les kinésithérapeutes de ce service ont également été des personnes très importantes pour moi durant ces 3 années, c'est pourquoi je tiens à remercier Vincent (alias Commander) et Isabelle, cadre de santé kiné, à qui j'ai posé un nombre incalculable de fois comment fonctionnaient les journées mobiles, les fractionnements ou les hors saison. Merci de votre sympathie et votre patience. Merci également à Françoise, Laurence, Marie-Laure, Gabi, William avec qui les pauses café du midi étaient très agréables. En ce qui concerne ce corps de métier, j'adresse un remerciement particulier à Séverine, Marc et encore plus mon Manu, qui ont contribué eux-aussi à me réparer pas mal de fois, tant le dos, que les cuisses, que les chevilles, que les genoux, que les mollets (je vais m'arrêter là mais je pense que la liste pourrait continuer).

J'ai forcément une pensée pour mes collègues brancardiers Frédéric (alias Fred ou aussi Brandaoch), Jean-Mi, et Abder que j'ai moins connu mais néanmoins apprécié. Je souhaite également remercier les charmantes secrétaires de ce service : Isa, Céline, Maryse, Sylvaine et Jennyfer.

Egalement un grand merci à Ben et Sébastien (je précise qu'aucun des 2 n'est un chien), éducateurs sportifs en APAS, pour ces longues discussions footballistiques, pour l'organisation commune des p'tits foot le midi, et pour votre bonne humeur, votre gentillesse, et pour m'avoir permis de m'évader de temps en temps.

Même si mon travail n'était pas directement lié au leur, je remercie également les équipes d'infirmières (Céline, Juliette, Julie, Patricia...), d'aide-soignante (Lulu, Virginie...), et les

ASH avec qui une petite pause clope pouvait également se présenter. Il me paraît toutefois difficile de parler de cette équipe du premier étage sans adresser un grand merci à Madame Dominique LEGRAIN, alias Domi, qui vient de prendre sa retraite (bien méritée). Elle est un peu la maman de tous dans ce service, et elle aura joué ce rôle à la perfection avec moi pour m'aider à surmonter certaines épreuves, et me permettre de garder le sourire dans les durs moments que rencontre un thésard, et encore plus lorsqu'il se trouve loin des siens. En parlant de retraité, merci au Docteur Hubert BOUTTEAU de m'avoir initialement accueilli dans son service.

Enfin, je voulais remercier le CHRISO de m'avoir permis d'intégrer cette équipe, et de rencontrer toutes ces personnes au cours de ces 3 ans, en m'ayant offert ce CDD dans le cadre de la convention CIFRE.

Il est temps maintenant d'en venir à toutes ces personnes qui font que ma vie est telle qu'elle est, à savoir mes amis et ma famille. Le premier remerciement va évidemment, sans aucune contestation possible à Madame Jocelyne THIEBAUT, ma maman. Je ne vais pas seulement te remercier pour tout le soutien que tu m'as apporté durant cette thèse, je vais te remercier pour tout ce que tu as fait pour moi au cours de ma vie. Si j'en suis ici aujourd'hui, je te le dois. Merci pour l'éducation et la culture dont tu m'as fait profiter, merci de m'avoir permis d'être ouvert d'esprit sur le monde dans lequel on vit, merci de m'avoir toujours poussé pour que j'atteigne mes objectifs, merci pour toutes les valeurs morales que tu continues encore aujourd'hui de m'apporter. En résumé, je te remercie pour tout Roro, merci pour tous les sacrifices que tu as fait pour que l'on ne manque jamais de rien, merci d'être la magnifique personne que tu es. J'ai évidemment aussi une pensée forte pour mon frère Samuel (alias mon Bobby, mon fwèwo), ma sœur Natacha (ma Teuteur) et son compagnon Micka, et ma petite nièce Emma (Choupinoute). Merci à eux d'avoir bravé le froid du Ch'Nord pour venir passer des supers weekends dans la destination paradisiaque qu'est Saint-Omer (ou plus récemment Valenciennes), d'avoir pris du temps pour écouter mes soucis de thésard même si la plupart du temps, ceux-ci vous dépassaient un peu, vous m'avez toujours aidé comme vous le pouviez. Pour les mêmes raisons, je remercie Steph, le papa d'Emma, qui est comme un frère pour moi.

J'aurai également une pensée pour Monsieur Claude MILLIOT (Stepfather) qui accompagne ma maman depuis quelques années maintenant, qui la rend heureuse, ce qui a pour effet de me rendre heureux également. Merci Beau-Papa. J'aurais aussi une pensée pour mon cousin Bertrand, ainsi que pour sa maman, ma Marraine, qui ne m'ont jamais lâché non plus.

En ce qui concerne mes amis, j'espère n'oublier personne. En premier lieu, Benito et Crolou, le petit couple magique qui fait partie de ma vie depuis nombre d'années maintenant. Ce fut un bonheur que le « hasard » ait amené mon meilleur ami et sa compagne dans le Nord exactement quand moi j'y arrivais. C'est un plaisir de vous avoir à mes côtés les doudous, et un grand merci de m'avoir accueilli de nombreuses fois chez vous à Lille ou encore à Reims. Ça fait du bien de

sentir notre Haute-Marne dans le Ch’Nord ! Merci à Sayah, alias ma biche, qui, même si l’on éprouve quelques difficultés à se voir en raison de nos emplois du temps de Ministre (surtout l’éloignement en fait), a su être présent pour moi. Merci à Tomalbin, à Yodan, à Niot et Delf et à Mister Georges d’être venus passer du temps dans le Nord avec moi, c’est gentil d’avoir fait autant de kilomètres pour venir me voir. Même si je ne les ai pas trop vus ces derniers temps, les téléphones et divers réseaux sociaux m’ont permis de garder le contact avec mes amis qui ont malgré tout porté de l’intérêt à ce que je fais : Draich et Clémence, Zozo, Rouks, Zouki, Manon et Gauthier, Clo et Mainmain, Flavio alias Patrick (qui m’a même reçu en vacances dans la belle ville du regretté Georges Brassens), Bailloche, Totor, Marmotte, Lisou et Clem, Bakus ou encore Bachou. Enfin, merci à Julien (Boudha) que j’ai rencontré lors de mon stage à Garches, et qui est toujours quelqu’un d’important aujourd’hui. Je pense n’avoir oublié personne.

Même si tout n’a pas été rose durant ces années de thèse, j’ai pu rencontrer des personnes qui sont maintenant des amis que j’espère ne pas perdre dans le futur. Ce message s’adresse particulièrement à Arnaud, merci mon pote, à Lalanne et Julie, ou encore à Simon pour ce qui est des audomarois, et à de nombreux collègues du LAMIH à Valenciennes. En premier lieu, mes voisins de bureau Anis (Touyou) et Alix, merci de la pêche que vous me transmettez au quotidien ! Merci également aux autres collègues Sylvain, Christophe, Sébastien, François, Philippe, Lolo, Antoine, Jimmy ou encore Molly, Ben, Amir, Rémi, Thom, Victor, Hassan, Tariq, Salvatore, Valentin, Viet, Anh Tu, Mathias, Ciska, Soufien, Anne-Olive ainsi que mes étudiants qui m’ont partagé leur jeunesse et ont apporté du dynamisme à mon quotidien ! Un grand merci également à Tiffany, pour sa présence, son soutien et aussi parce que sans le vouloir, c’est elle qui m’a permis d’en être là aujourd’hui.

J’aurai également une pensée pour l’ensemble des membres du FCPB, qui au-delà des bons moments que l’on a pu passer à l’entraînement ou en match, ont également su s’investir dans mon projet en se constituant participants de mon étude pour certains. Merci aussi aux membres du COTF, qui m’ont accueilli à bras ouverts dans leur club au cours de cette dernière année de thèse.

Enfin, merci à tous les participants de cette étude, qui ont pris de leur temps pour me permettre d’avoir des données correctes à traiter et analyser.

Je dédie ce travail à mon oncle Hubert THIEBAUT, un homme exceptionnel parti trop tôt, j’aurais voulu que tu sois là pour voir le chemin que j’ai parcouru, j’aurais voulu te voir fier de moi.

Caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'Instabilité Chronique de la Cheville

L'Instabilité Chronique de la Cheville (ICC) est une possible complication fonctionnelle consécutive à une entorse collatérale latérale et est définie par une sensation de « giving way » décrite subjectivement, qui correspond au déroboement de la cheville pendant sa mise en charge. Afin de mieux caractériser l'ICC, il est important de pouvoir proposer des mesures objectives.

Ce travail a pour objectif d'évaluer de manière globale, au cours de diverses tâches, les différents mécanismes impliqués dans l'ICC, et ce, en comparant la motricité de sujets asymptomatiques et de personnes souffrant de cette pathologie.

Les résultats de ce travail mettent en évidence plusieurs mécanismes caractéristiques qui témoignent d'une augmentation du risque d'entorses et d'instabilités latérales. Ces mécanismes affectent le contrôle postural des personnes se plaignant d'une ICC et résultent d'une altération du système proprioceptif, utile dans la régulation des mouvements et des positions des différents segments, ainsi que du système musculaire, générateur de force et stabilisateur de la cheville. Des adaptations centrales illustrant une stratégie visant à protéger la cheville des contraintes éventuellement traumatiques sont également suggérées par les résultats.

Les tests mis en place dans ce travail peuvent fournir aux thérapeutes des informations objectives sur l'ICC. L'efficacité de ces tests pour caractériser cette pathologie a été démontrée, mais ceux-ci pourraient également être utilisés comme diagnostic initial et final lors d'une prise en charge rééducative. Ces nouvelles informations pourront effectivement compléter celles concernant l'historique du patient et permettraient ainsi d'apporter une dimension objective à la caractérisation d'une pathologie initialement décrite subjectivement.

Mots clés :

Entorse, instabilités latérales, articulation talo-crurale, articulation sous-talienne, marche, proprioception, équilibre, force, cinématique.

Biomechanical characterization of the different mechanisms involved in Chronic Ankle Instability

Chronic Ankle Instability (CAI) is a possible functional complication consecutive to a lateral ankle sprain and is defined by a feeling of ankle “giving way”, subjectively described, which corresponds to a flinch of this joint during its loading. In order to improve CAI characterization, it is important to submit objectives measures.

The objective of this work is to globally assess the different mechanisms involved in CAI, during several functional tasks. A comparison between asymptomatic subjects and subjects with CAI is made about functional abilities.

Results highlight several characteristic mechanisms that attest of an increase of ankle sprain and lateral instabilities risks. These mechanisms affect postural control of people complaining CAI, and result in an alteration of proprioceptive system, useful in movement and positioning regulation of body segments, and an alteration of muscular system, which generates force and stabilizes the ankle joint. Central adaptations illustrating a protective strategy against prospective traumatic movements are also suggested by the results.

Tests used in this work can provide objective information about CAI to the therapists. Efficiency of these tests to characterize CAI is demonstrated, but they could also be used as an initial or final diagnostic during a rehabilitation program. Indeed, these new information can complete the patient historic and could adduce an objective regard to the characterization of a pathology initially described subjectively by the patient.

Key words:

Sprain, lateral instability, ankle joint, subtalar joint, gait, proprioception, balance, force, kinematics

LISTE DES ABREVIATIONS	17
TABLE DES ILLUSTRATIONS	19
LISTE DES TABLEAUX	23
PREAMBULE	25
INTRODUCTION GENERALE	27
CHAPITRE 1 : CADRE THEORIQUE	29
I. LA CHEVILLE	30
I.1. Anatomie descriptive	30
I.1.1. Structures osseuses	30
I.1.1.1. Le tibia et la fibula.....	31
I.1.1.2. Les structures osseuses de l'arrière pied	32
I.1.2. Structures ligamentaires	34
I.1.2.1. Articulation talo-crurale.....	35
I.1.2.2. Articulation sous-talienne.....	36
I.1.2.3. Articulation transverse du tarse (de Chopart)	36
I.1.3. Structures musculaires associées	37
I.1.3.1. Muscles de la loge ventrale de la jambe.....	37
I.1.3.2. Muscles de la loge latérale de la jambe.....	38
I.1.3.3. Muscle de la loge dorsale de la jambe	38
I.2. Cinématique articulaire	43
I.2.1. La flexion dorsale et la flexion plantaire	43
I.2.2. L'adduction et l'abduction	44
I.2.3. La pronation et la supination	44
I.2.4. L'inversion et l'éversion	44
I.3. Muscles impliqués dans les différents mouvements	45
II. L'ENTORSE COLLATERALE LATÉRALE DE LA CHEVILLE	46
II.1. Définition et épidémiologie	46
II.2. Mécanismes de l'entorse collatérale latérale	47
II.3. Classification des entorses	48
III. L'INSTABILITE CHRONIQUE DE LA CHEVILLE	51
III.1. Définition	51
III.2. Auto-évaluation subjective de l'instabilité chronique de la cheville	52
III.3. Evaluations neuro-musculo-squelettiques	55
III.3.1. Evaluations du complexe ostéo-ligamentaire	55
III.3.2. Evaluations des activités électromyographiques	57
III.3.2.1. Intensités des activités musculaires.....	57
III.3.2.2. Timing d'activations musculaires	58
III.3.3. Evaluation de la proprioception.....	60
III.3.4. Evaluation de la force musculaire	62
III.4. Répercussions sur la motricité globale	64
III.4.1. L'équilibre.....	64

III.4.1.1.	Equilibre statique.....	64
III.4.1.2.	Equilibre dynamique.....	66
III.4.2.	La marche et la course.....	68
III.4.3.	Les sauts et leurs réceptions.....	70
III.4.4.	Les parcours fonctionnels.....	72
IV.	PROBLEMATIQUE.....	75
CHAPITRE 2 : MATERIEL ET METHODES		77
I.	POPULATION	78
I.1.	<i>Critères d'inclusion</i>	78
I.1.1.	Sujets sains.....	78
I.1.2.	Sujets Instables Chroniques de la Cheville.....	78
I.2.	<i>Critères d'exclusion</i>	78
I.3.	<i>Constitution des groupes</i>	78
II.	DEROULEMENT DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL	79
II.1.	<i>Examen clinique</i>	79
II.2.	<i>Acquisition de données</i>	80
III.	MATERIEL	80
III.1.	<i>Système tridimensionnel de capture de mouvements</i>	80
III.2.	<i>Plateformes de force</i>	81
III.3.	<i>Ergomètre isocinétique</i>	82
IV.	METHODES D'ANALYSE CINEMATIQUE.....	83
IV.1.	<i>Placement des marqueurs rétro-réfléchissants</i>	83
IV.2.	<i>Définition du modèle segmentaire</i>	85
IV.2.1.	Estimation des centres articulaires	85
IV.2.2.	Construction des segments et repères associés.....	86
IV.2.3.	Calcul des angles articulaires	93
IV.3.	<i>Calcul des variables relatives à l'équilibre postural</i>	94
IV.3.1.	Déplacements du centre de pression.....	94
IV.3.2.	Vitesse de déplacement du centre de pression.....	95
CHAPITRE 3 : EXPERIMENTATIONS.....		97
I.	ETUDE 1 : ANALYSE DE LA MARCHE	98
I.1.	<i>Introduction</i>	98
I.2.	<i>Matériel et Méthodes</i>	99
I.2.1.	Participants.....	99
I.2.2.	Matériel.....	100
I.2.3.	Protocole expérimental.....	100
I.2.4.	Analyse des données	100
I.2.5.	Analyse statistique	102
I.3.	<i>Résultats</i>	103

I.4.	<i>Discussion</i>	116
I.4.1.	Paramètres cinématiques YO	116
I.4.2.	Paramètres cinématiques YF	119
I.4.3.	Intérêt du modèle segmentaire.....	121
I.4.4.	Paramètres spatio-temporels.....	121
I.5.	<i>Conclusion</i>	122
II.	ETUDE 2 : ANALYSE DE L'EQUILIBRE DYNAMIQUE PAR LE STAR EXCURSION BALANCE TEST ...	124
II.1.	<i>Introduction</i>	124
II.2.	<i>Matériel et Méthodes</i>	126
II.2.1.	Participants.....	126
II.2.2.	Matériel	127
II.2.3.	Procédure	127
II.2.4.	Analyse des données	128
II.2.5.	Analyse statistique	129
II.3.	<i>Résultats</i>	129
II.3.1.	Distances atteintes au SEBT.....	129
II.3.2.	ERREUR absolue de pointage.....	129
II.3.3.	Temps d'équilibre unipodal.....	133
II.3.4.	Moyenne des vitesses instantanées du CP.....	133
II.3.5.	Variations de force de réaction du sol	133
II.3.6.	Amplitudes articulaires du membre inférieur (ROM)	134
II.4.	<i>Discussion</i>	137
II.5.	<i>Conclusion</i>	139
III.	ETUDE 3 : REPOSITIONNEMENT ARTICULAIRE	142
III.1.	<i>Introduction</i>	142
III.2.	<i>Matériel et méthodes</i>	143
III.2.1.	Participants.....	143
III.2.2.	Dispositif expérimental	144
III.2.3.	Traitement des données	146
III.2.4.	Analyse statistique	146
III.3.	<i>Résultats</i>	146
III.3.1.	Test en Inversion	147
III.3.2.	Test en Eversion	147
III.3.3.	Test en Flexion Plantaire.....	147
III.4.	<i>Discussion</i>	150
III.5.	<i>Conclusion</i>	153
IV.	ETUDE 4 : EVALUATION ISOCINETIQUE	156
IV.1.	<i>Introduction</i>	156
IV.2.	<i>Matériel et méthodes</i>	158
IV.2.1.	Participants.....	158
IV.2.2.	Procédure expérimentale	158

IV.2.3.	Positionnement sur l'ergomètre.....	158
IV.2.3.1.	Flexion plantaire et flexion dorsale.....	158
IV.2.3.2.	Inversion et éversion.....	159
IV.2.3.3.	Protocole de mesure.....	160
IV.2.4.	Analyse des données	161
IV.2.5.	Analyse statistique	161
IV.3.	<i>Résultats</i>	162
IV.3.1.	Vitesses d'évaluation isocinétique	162
IV.3.2.	Evaluation des couples articulaires.....	163
IV.4.	<i>Discussion</i>	165
IV.5.	<i>Conclusion</i>	168
CHAPITRE 4 : DISCUSSION GENERALE.....		171
I.	BILAN DES PRINCIPAUX RESULTATS	173
I.1.	<i>Etude 1 : Analyse de la locomotion</i>	173
I.2.	<i>Etude 2 : Analyse de l'équilibre</i>	175
I.3.	<i>Etude 3 : Analyse de la proprioception</i>	176
I.4.	<i>Etude 4 : Analyse de la force</i>	177
I.5.	<i>Synthèse</i>	179
I.5.1.	Altération du contrôle postural.....	180
I.5.2.	Défaillance du système proprioceptif	181
I.5.3.	Faiblesse musculaire	182
II.	PRISE EN CHARGE THERAPEUTIQUE DE L'ICC	184
II.1.	<i>Rééducation de l'ICC dans la littérature</i>	184
II.1.1.	Utilisation de dispositifs instables	184
II.1.2.	Utilisation de dispositifs de renforcement musculaire.....	187
II.1.3.	Intérêt du « taping » et des orthèses	188
II.2.	<i>Impacts de nos résultats sur la prise en charge de l'ICC</i>	190
II.2.1.	Rééducation proprioceptive.....	190
II.2.2.	Rééducation de la force musculaire.....	191
II.2.3.	Rééducation de l'équilibre.....	192
II.2.4.	Synthèse	194
III.	LIMITES	195
CHAPITRE 5 : CONCLUSION GENERALE.....		197
BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE.....		201
BIBLIOGRAPHIE.....		203
ANNEXES.....		219
<i>Annexe 1 : Résultats obtenus lors de l'évaluation isocinétique</i>		220
<i>Annexe 2 : Résultats obtenus lors des tests de repositionnement articulaire (Etude 2)</i>		221

Annexe 3 : Abstract, issu du 19^{ème} Congrès Européen de Médecine Physique et Réadaptation (2014), à Marseille. Chronic ankle instability (CAI) characterization with analysis of various balance tasks 223

Annexe 4 : « Conference paper », issu du 39^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (2014) à Valenciennes. Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability..... 224

Annexe 5 : Article soumis au journal “Gait and Posture” : A new approach of the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural control in people complaining from Chronic Ankle Instability..... 226

LISTE DES ABREVIATIONS

ICC = Instabilité Chronique de la Cheville

CTRL = contrôle

ROM = Range of Motion : amplitude articulaire

FE = Flexion/Extension

PS = Prono/Supination

AdAb = Adduction/abduction

RmRI = Rotation médiale/Rotation latérale

ML = Médio-Latéral

AP = Antéro-Postérieur

AM = Antéro-Médial

AL = Antéro-Latéral

A = Antérieur

P = Postérieur

PM = Postéro-Médial

PL = Postéro-Latéral

M = Médial

L = Latéral

YO = Yeux ouverts

YF = Yeux fermés

ANOVA = Analyse de variance

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1. Articulations du complexe pied/cheville droit en vue latérale, de $\frac{3}{4}$. En bleu, l'articulation talo-crurale ; en rouge, l'articulation sous-talienne et en vert, l'articulation transverse du tarse.....	30
Figure 2. Fibula (à gauche) et tibia (à droite) de la jambe droite, en vue antérieure.....	31
Figure 3. Talus gauche, en vue supérieure.....	32
Figure 4. Calcaneus du pied droit, a) en vue latérale, b) en vue supérieure, c) en vue médiale, d) en vue postérieure	33
Figure 5. Os du pied droit, en vue latérale	33
Figure 6. Structures ligamentaires et tendineuses du complexe pied/cheville, vue latérale et médiale du pied droit.....	34
Figure 7. Muscles de la jambe (dissection superficielle), en vue antérieure.....	40
Figure 8. Muscles de la jambe (dissection intermédiaire), en vue postérieure.....	41
Figure 9. Origines (rouge) et terminaisons (bleu) des muscles de la jambe a) en face antérieure, b) en face postérieure	42
Figure 10. Axes fonctionnels du complexe pied/cheville	43
Figure 11. Flexion (flexion dorsale) et extension (flexion plantaire) de la cheville	43
Figure 12. Adduction (2), Abduction (3), Supination (4) et Pronation (5), selon Kapandji 2009	44
Figure 13. Inversion (a) et Eversion (b) du pied. L'axe UU' représente l'axe d'inversion et d'éversion (Kapandji, 2009)	45
Figure 14. Incidence de l'implication des ligaments latéraux de la cheville sur 547 patients, sans lésion osseuse (Fallat et al. 1998)	46
Figure 15. Entorse collatérale latérale de la cheville, l'amplitude de l'inversion traumatique atteint 142° et la vitesse angulaire d'inversion atteint $1752^\circ.s^{-1}$, d'après Mok et al. 2011.....	47
Figure 16. Paradigme des insuffisances mécaniques et fonctionnelles contribuant à l'instabilité chronique de la cheville, d'après Hertel (2002).....	52
Figure 17. Mobilité antérieure du talus évaluée par le tiroir antérieur, en vue médiale.....	55
Figure 18. Inclinaison talienne évaluée grâce au Telos®, et cliché radiographique correspondant	56
Figure 19. Mesure de la proprioception par repositionnement articulaire (« Joint Position Sense ») pour des participants ICC. Ici, en position assise sur un appareil spécifique, dans Yokoyama et al. 2008	61

Figure 20. Mesure de la proprioception par repositionnement articulaire (« Joint Position Sense ») pour des participants ICC. Ici, grâce à un ergomètre isocinétique Cybex II®, dans Gross, 1987	61
Figure 21. Mesure au mètre ruban des distances atteintes lors du Star Excursion Balance Test, dans Peres et al. 2014.....	67
Figure 22. Caméra Vicon CCD MX T40 utilisée pour l'acquisition de données cinématiques ..	80
Figure 23. Plateforme de force AMTI, intégrée au sol	81
Figure 24. Ergomètre isocinétique Con-Trex® et module MJ.....	82
Figure 25. Adaptateur de cheville du module MJ de la machine Con-Trex®	82
Figure 26. Placement des marqueurs et leur visualisation dans le logiciel Nexus®.....	83
Figure 27. Repères segmentaires locaux associés au bassin, à la cuisse droite et à la cuisse gauche	88
Figure 28. Repère segmentaire local associé à la jambe droite.....	89
Figure 29. Repère segmentaire local associé à la jambe gauche.....	89
Figure 30. Repère segmentaire local associé au pied droit, en vue supérieure	90
Figure 31. Repère segmentaire local associé au pied droit, en vue médiale	90
Figure 32. Repère segmentaire local associé au pied gauche, en vue supérieure	90
Figure 33. Repère segmentaire local associé au pied gauche, en vue médiale	90
Figure 34. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied droit, en vue supérieure	91
Figure 35. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied droit, en vue médiale.....	91
Figure 36. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied gauche, en vue supérieure	91
Figure 37. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied gauche, en vue médiale	91
Figure 38. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied droit, en vue supérieure.....	92
Figure 39. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied droit, en vue médiale.....	92
Figure 40. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied gauche, en vue supérieure.....	92
Figure 41. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied gauche, en vue médiale	92
Figure 42. Description d'un cycle de marche (modifié d'après Held & Dizien, 1998). L'exemple concerne ici un cycle pour le membre inférieur droit.	102
Figure 43. Flexion (+) / Extension (-) de la cheville au cours du cycle de marche.....	103
Figure 44. Prono (-) / Supination (+) de la cheville au cours du cycle de marche.....	104
Figure 45. Adduction (+) / Abduction (-) de la cheville au cours du cycle de marche.	104
Figure 46. Flexion (+) / Extension (-) de la sous-talienne au cours du cycle de marche	105
Figure 47. Prono (-) / Supination (+) de la sous-talienne au cours du cycle de marche	105
Figure 48. Adduction (+) / Abduction (-) de la sous-talienne au cours du cycle de marche.....	106
Figure 49. Flexion (+) / Extension (-) du médio-pied au cours du cycle de marche.....	106
Figure 50. Prono (-) / Supination (+) du médio-pied au cours du cycle de marche.....	107
Figure 51. Adduction (+) / Abduction (-) du médio-pied au cours du cycle de marche	107

Figure 52. Placement des marqueurs sur les chaussures, étude de Chinn et al., 2013	117
Figure 53. a) Procédure traditionnelle du Star Excursion Balance Test, dans Olmsted et al., (2002) ; b) Procédure du Star Excursion Balance Test simplifiée aux directions A, PL, PM (dans Gribble et al., (2012) ; c) Y balance Test® dans Plisky et al., (2009).	125
Figure 54. Procédure du SEBT dans notre étude. La figure illustre l'évaluation de la direction postéro-latérale pour la cheville droite.....	128
Figure 55. DISTANCES atteintes (% longueur du membre inférieur) au SEBT.....	132
Figure 56. Erreurs absolues de pointage (°) lors du SEBT	132
Figure 57. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en flexion plantaire. a) phase d'apprentissage, b) phase de repositionnement	144
Figure 58. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en inversion. a) phase d'apprentissage, b) phase expérimentale	145
Figure 59. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en éversion. a) phase d'apprentissage, b) phase expérimentale	145
Figure 60. Repères locaux utilisés pour les calculs d'erreur de repositionnement articulaire. a) repère du segment jambe, b) repère du segment pied, c) repère du segment arrière pied, d) repère du segment avant-pied.	147
Figure 61. Résultats du test de repositionnement en Inversion pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied	148
Figure 62. Résultats du test de repositionnement en Eversion pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied.	148
Figure 63. Résultats du test de repositionnement en Flexion plantaire pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied.....	149
Figure 64. “ AMEDA-stand test ®”, dans Witchalls et al. 2014	151
Figure 65. Positionnement des participants pendant l'évaluation des couples articulaires en flexion plantaire (FP) et en flexion dorsale (FD).....	159
Figure 66. Positionnement des participants pendant l'évaluation des couples articulaires en inversion (INV) et en éversion (EV).....	160
Figure 67. Evaluation isocinétique des fléchisseurs plantaires (FP) de la cheville.....	163
Figure 68. Evaluation isocinétique des fléchisseurs dorsaux (FD) de la cheville.....	164
Figure 69. Evaluation isocinétique des éverseurs (Ev) de la cheville	164
Figure 70. Evaluation isocinétique des inverseurs (Inv) de la cheville.....	165
Figure 71. Synthèse des résultats des 4 études influençant l'ICC réalisées dans ce travail de thèse de doctorat.....	179
Figure 72. Mise en lumière de l'altération du contrôle postural pour l'échantillon ICC étudié dans ce travail de thèse de doctorat	180

Figure 73. Mise en lumière de la défaillance proprioceptive pour l'échantillon ICC étudié.....	181
Figure 74. Mise en lumière de la faiblesse musculaire pour l'échantillon ICC étudié dans ce travail de thèse de doctorat.....	182
Figure 75. Protocole de réentraînement proprioceptif, dans Eils et Rosenbaum, 2001.	184
Figure 76. BAPS® utilisé dans l'étude de Lee et al. 2008.	185
Figure 77. Entraînement en équilibre, dans Bernier et Perrin, 1998.	186
Figure 78. Myolux® utilisé dans les études de Forestier et Toschi, 2005 et Terrier et al. 2014.	186
Figure 79. "Taping" utilisés dans l'étude de Delahunt et al. 2010. A gauche, une méthode de blocage de la sous-talienne. A droite, une méthode permettant le repositionnement des fibulaires.	188
Figure 80. "Taping" utilisé dans l'étude de Hopper et al. 2013.....	189
Figure 81. A gauche, l'orthèse rigide Caligamed®. A droite, l'orthèse souple Malleoloc® ; dans Baier et Hopf 1998.....	190

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Muscles de la loge ventrale de la jambe.....	38
Tableau 2. Muscles de la loge latérale de la jambe.....	38
Tableau 3. Muscle du compartiment profond de la loge dorsale de la jambe.....	39
Tableau 4. Muscle du compartiment superficiel de loge dorsale de la jambe.....	39
Tableau 5. Muscles impliqués dans les mouvements du pied.....	45
Tableau 6. Classification clinique en 3 grades.....	48
Tableau 7. Classification de De Lecluse (De Lecluse 2003)	49
Tableau 8. Classification des lésions du ligament collatéral latéral selon Trevino (Trevino et al. 1994)	50
Tableau 9. Synthèse sur les questionnaires d'auto-évaluation subjective d'instabilité de la cheville.....	54
Tableau 10. Synthèse concernant les évaluations musculaires des ICC	63
Tableau 11. Parcours fonctionnels montrant une différence entre ICC et sujets sains	73
Tableau 12. Parcours fonctionnels ne montrant pas de différence entre ICC et sujets sains	74
Tableau 13. Nombre de sujets inclus dans chaque étude pour le groupe ICC et le groupe CTRL	79
Tableau 14. Descriptif du placement des marqueurs utilisés pour l'étude	84
Tableau 15. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude	100
Tableau 16. Paramètres cinématiques pour l'articulation de la cheville lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante.....	109
Tableau 17. Paramètres cinématiques pour l'articulation sous-talienne lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante.....	110
Tableau 18. Paramètres cinématiques pour l'articulation du médio-pied lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante.....	111
Tableau 19. Paramètres spatio-temporels lors de la marche avec les yeux ouverts.....	112
Tableau 20. Paramètres cinématiques pour l'articulation de la cheville lors de la marche les yeux fermés lors de la phase d'appui et lors de la phase oscillante.....	113
Tableau 21. Paramètres cinématiques pour l'articulation sous-talienne lors de la marche les yeux fermés lors de la phase d'appui et lors de la phase oscillante.....	114
Tableau 22. Paramètres cinématiques pour l'articulation du médio-pied lors de la marche les yeux fermés.....	115
Tableau 23. Paramètres spatio-temporels lors de la marche avec les yeux fermés.....	116
Tableau 24. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude	126
Tableau 25. Résultats du SEBT, comparaison de 3 associations de directions entre le groupe ICC et le groupe CTRL.....	131

Tableau 26. Résultats du SEBT : amplitudes articulaires mobilisées au niveau de la hanche, du genou et de la cheville, comparaison de 3 associations de directions entre le groupe ICC et le groupe CTRL.....	136
Tableau 27. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude	143
Tableau 28 : Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude	158
Tableau 29. Vitesses d'évaluation et vitesses générées par l'ergomètre isocinétique, en °.s ⁻¹ ...	162

PREAMBULE

Ce mémoire a été réalisé dans le cadre d'une convention CIFRE unissant d'une part le Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, et d'autre part le Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (LAMIH UMR-CNRS 8530) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC).

Le département « Sciences de l'Homme et du Vivant » (SHV) regroupe des chercheurs spécialisés en biomécanique, ergonomie, physiologie, psychologie ainsi qu'en neurosciences. L'axe de développement du laboratoire est le maintien et l'optimisation de la motricité, et ce travail de thèse de doctorat s'inscrit dans celui-ci, en raison de l'implication de l'Instabilité Chronique de la Cheville dans la locomotion humaine.

Ce travail a été dirigé par le Professeur Franck Barbier, responsable du département SHV et directeur de la Faculté des Sciences et des Métiers du Sport (FSMS) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis (UVHC). Cette thèse a également été coencadrée par Madame Emilie SIMONEAU-BUESSINGER, Maître de Conférences à la FSMS et membre de du département SHV ainsi que par Monsieur Nicolas Découfour, docteur en biomécanique et occupant le poste d'ingénieur hospitalier au Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer.

INTRODUCTION GENERALE

Lors des activités de la vie quotidienne, mais également lors des activités sportives, la cheville est une articulation largement sollicitée. Les contraintes qu'elle subit sont importantes du fait de sa proximité avec le sol : en effet, les pressions appliquées aux surfaces des os composant la cheville sont plus importantes que pour n'importe quelle autre surface osseuse articulaire du corps humain (Fallat et al. 1998) et ces pressions excessives peuvent être à l'origine de mécanismes de blessures. La principale blessure est l'entorse collatérale latérale de cheville, dont le nombre est évalué à 6 000 par jour en France. Cela représenterait un coût de 1,15 millions d'euros par jour, selon la Société Francophone d'Urgences Médicales (1995). A titre d'exemple, cette incidence est de 23 000 par jour aux Etats-Unis, et son coût est compris entre 835 et 1 206 dollars par patient, soit un coût annuel de 3,8 billions de dollars (Gerber et al. 1998). En conséquence, entre 1 et 1,2 million de personnes se présentent chaque année dans les structures médicales pour des symptômes concernant cette articulation (Fallat et al. 1998; Gerber et al. 1998). Ces chiffres indiquent donc que cette pathologie et sa prise en charge sont un enjeu majeur de Santé Publique, en France et dans le Monde.

En ce qui concerne les conséquences des entorses de cheville, des suivis réalisés entre 6 et 18 mois après une entorse ont révélé que des troubles fonctionnels associés pouvaient apparaître dans 40 à 50% des cas (Lentell et al. 1995; Verhagen et al. 1995; Konradsen et al. 2002). Parmi les troubles fonctionnels résiduels évoqués, l'Instabilité Chronique de la Cheville (ICC) est très souvent mise en cause, et son incidence est reportée dans environ 20-41% des cas (Bosien et al. 1955; Hubbard et al. 2005). Ceci illustre le fait que cette pathologie, sa caractérisation et sa prise en charge thérapeutique forment également un enjeu majeur de Santé Publique.

Bien que de nombreuses études à travers le monde se soient portées sur la caractérisation neuro-musculo-squelettique de cette pathologie, l'ICC et ses mécanismes restent encore très discutés, en attestent les récentes publications sur le sujet (Gigi et al. 2015; Gilbreath et al. 2014; Dundas et al. 2014; Peres et al. 2014). La majorité de ces études se sont portées sur une thématique spécifique, permettant de mettre en évidence un mécanisme spécifique également, tels qu'une altération électromyographique, un déficit musculaire, ou encore un éventuel déficit d'équilibre quantifié par exemple avec l'aide de la stabilométrie. Ces résultats apportent aux chercheurs de nombreuses informations dans la compréhension de la pathologie et le fonctionnement des mécanismes impliqués dans celle-ci. Toutefois, ces informations ne sont pas toujours d'une grande utilité ou du moins, pas toujours intégrées dans les raisonnements des membres du corps médical, et compris par le patient lui-même. Dans ce contexte, l'objectif de ce travail de thèse est de réaliser une caractérisation globale de l'ICC, en mettant en lumière des éléments précis et

réutilisables tant pour les praticiens que pour les patients, afin non seulement de mieux connaître cette pathologie, mais aussi de pouvoir mieux évaluer ses causes et éventuellement prendre en charge plus efficacement ses conséquences.

Dans le premier chapitre de ce manuscrit, une attention particulière est portée dans un premier temps au complexe de la cheville et du pied, afin de connaître au mieux les caractéristiques anatomiques et mécaniques de leurs articulations. Dans un deuxième temps, l'entorse du ligament collatéral latéral de la cheville et sa complication en ICC sont présentées. Enfin, une revue de la littérature portant sur la caractérisation neuro-musculo-squelettique des personnes souffrant d'une ICC est entreprise afin de réaliser un bilan sur les connaissances biomécaniques, neurologiques et physiologiques de cette pathologie.

A notre connaissance, peu d'études se sont intéressées à l'ICC en prenant en considération les caractéristiques anatomiques spécifiques du complexe ostéo-articulaire de la cheville et du pied. C'est pourquoi dans ce manuscrit, le deuxième chapitre est consacré à la proposition d'un modèle biomécanique permettant d'étudier au mieux la cinématique articulaire de ce complexe ostéo-articulaire. Parallèlement, le matériel utilisé pour renseigner les données utilisées par ce modèle, ainsi que les informations relatives à la caractérisation des participants souffrant d'une ICC sont présentés.

Le troisième chapitre de ce manuscrit de thèse est consacré aux résultats expérimentaux des études menées durant ce travail de thèse, dans lequel des comparaisons avec une population témoin, constituée de participants ne souffrant pas d'ICC, sont entreprises. Des auteurs ont étudié des participants souffrant d'ICC dans des activités de la vie quotidienne, puisqu'elles peuvent donner lieu à des épisodes d'entorses (Slaven & Mathers 2011) mais ce champ d'application reste encore à discuter afin d'avoir une vision plus globale du comportement moteur des patients dans ces situations. Ceci fait l'objet de la première partie du chapitre consacré aux résultats expérimentaux, avec l'analyse de la marche des participants se plaignant d'une ICC. Dans ce chapitre, les données relatives à l'équilibre des participants de cette étude dans des conditions dynamiques sont également investiguées dans la seconde partie. Une troisième partie est consacrée à une procédure expérimentale spécifique permettant d'étudier les afférences proprioceptives grâce à une tâche de repositionnement articulaire, et enfin, une analyse des données issues d'un ergomètre isocinétique, autorisant la mise en évidence d'éventuels déficits de force musculaire grâce aux couples articulaires enregistrés, est réalisée.

Enfin, la synthèse de ces informations fait l'objet du quatrième chapitre, qui a pour objectif de comprendre les mécanismes impliqués dans cette pathologie, grâce aux résultats expérimentaux obtenus. Une attention est également portée, en fonction de ces résultats, à la manière dont la prise en charge thérapeutique de cette pathologie peut être orientée, afin de limiter, voire faire disparaître, les épisodes d'instabilité.

CHAPITRE 1 :
CADRE THEORIQUE

I. LA CHEVILLE

I.1. Anatomie descriptive

Le complexe articulaire de la cheville correspond anatomiquement à l'articulation talo-crurale, et il est commun d'y associer l'articulation tibio-fibulaire, l'articulation sous-talienne, ainsi que l'articulation transverse du tarse, en raison de la présence de nombreux moyens d'union entre les différents os de la jambe et ceux du pied (Figure 1). En effet, le complexe articulaire de la cheville sollicite plusieurs structures osseuses et ligamentaires de la jambe et du pied, ainsi que des structures musculaires dont les insertions ne sont pas uniquement localisées dans le complexe talo-crural.

I.1.1. Structures osseuses

L'articulation talo-crurale est une articulation reliant la jambe au pied. Les structures osseuses composant cette articulation sont : le tibia et plus particulièrement son épiphyse inférieure (malléole médiale), la fibula et plus particulièrement son épiphyse inférieure (malléole latérale), ainsi que le talus.

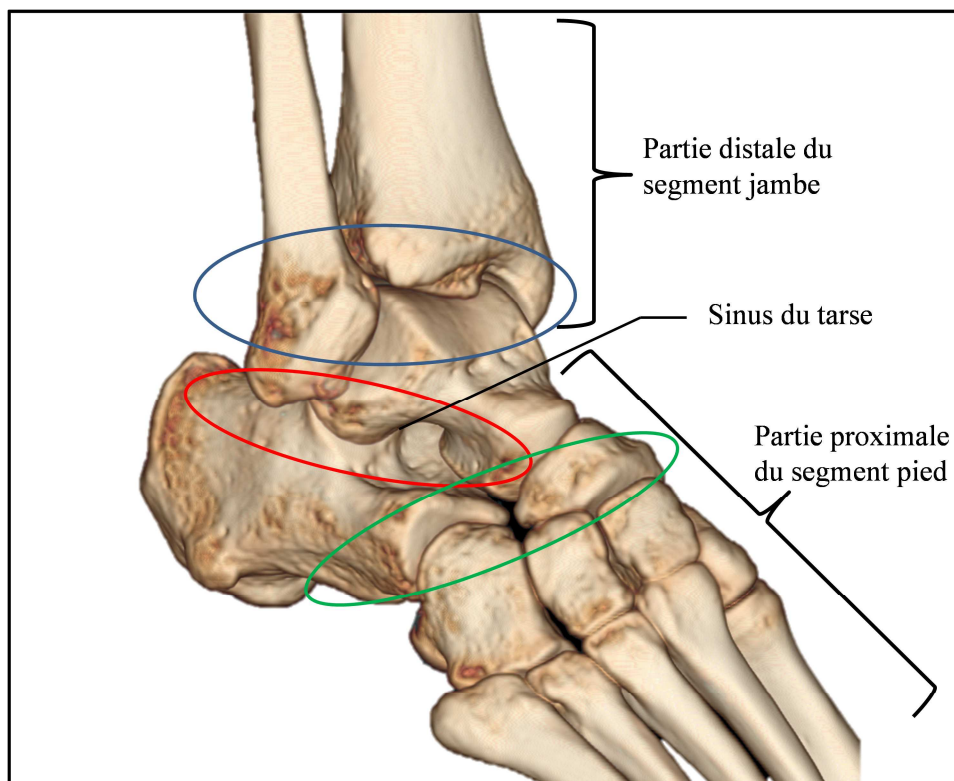


Figure 1. Articulations du complexe pied/cheville droit en vue latérale, de $\frac{3}{4}$. En bleu, l'articulation talo-crurale ; en rouge, l'articulation sous-talienne et en vert, l'articulation transverse du tarse

I.1.1.1. Le tibia et la fibula

La jambe humaine est constituée de deux os : le tibia et la fibula (Figure 2). La fibula est située latéralement et en arrière du tibia, qui lui, se trouve en position médiale. Ces 2 os forment un segment entre deux articulations : une proximale, le genou, et l'autre distale, la cheville. Le tibia, de par sa forme et son volume, a pour fonction principale de supporter la masse des segments proximaux, alors que la fibula présente comme principale fonction d'offrir de nombreux sites d'insertion musculaire. Entre le tibia et la fibula, 2 articulations coexistent, les articulations tibio-fibulaires, proximale et distale. L'articulation proximale est une articulation synoviale plane qui permet des mouvements de glissement très limités. Quant à l'articulation tibio-fibulaire distale, il s'agit d'une articulation fibreuse (syndesmose), qui ne permet que peu de mouvement mais qui confère une certaine stabilité à cette articulation grâce à la pince bi-malléolaire.

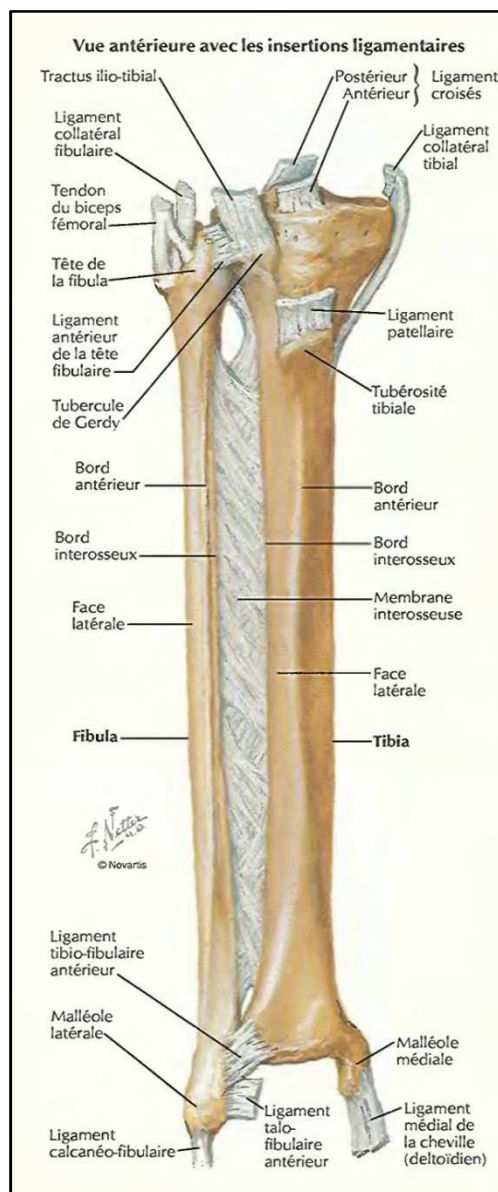


Figure 2. Fibula (à gauche) et tibia (à droite) de la jambe droite, en vue antérieure

I.1.1.2. Les structures osseuses de l'arrière pied

Le talus est un os du tarse (Figure 3), qui s'articule avec la fibula et le tibia (Figure 2). En sa surface médiale, la jonction articulaire est réalisée avec l'épiphyse inférieure du tibia, à savoir la malléole médiale. A l'opposé se trouve la surface articulaire fibulaire, où la jonction est réalisée avec l'épiphyse inférieure de la fibula, la malléole latérale.

Cette structure osseuse est également articulée avec le calcanéus en sa face inférieure (Figure 4). La surface calcanéenne postérieure du talus est liée à la surface talaire postérieure du calcanéus, et les surfaces calcanéennes moyenne et antérieure du talus sont liées aux surfaces talaire moyenne et antérieure du calcanéus (Figure 4). L'ensemble de ces surfaces correspond à l'articulation sous-talienne. Les articulations antérieures et postérieures de celle-ci sont séparées par le sinus du tarse. Il s'agit d'une gouttière osseuse, intégrée à l'articulation sous-talienne, constituée de deux parties : en haut, le sillon talaire, qui constitue le plafond du sinus du tarse, et en bas, le sillon calcanéen, qui constitue le plancher du sinus du tarse. La juxtaposition de ces 2 sillons constitue le sinus du tarse. En face antérieure du talus, une articulation est présente avec l'os naviculaire, créant ainsi l'articulation talo-naviculaire (Figure 5). Celle-ci, associée à la liaison entre l'os cuboïde et le calcanéus qui crée l'articulation calcanéocuboïdienne, constituent l'articulation transverse du tarse, qui unit donc le tarse distal et le tarse proximal. Toutes ces structures osseuses sont liées mécaniquement entre elles par un ensemble de structures ligamentaires (Figure 6), mettant en jeu les différentes articulations susnommées.

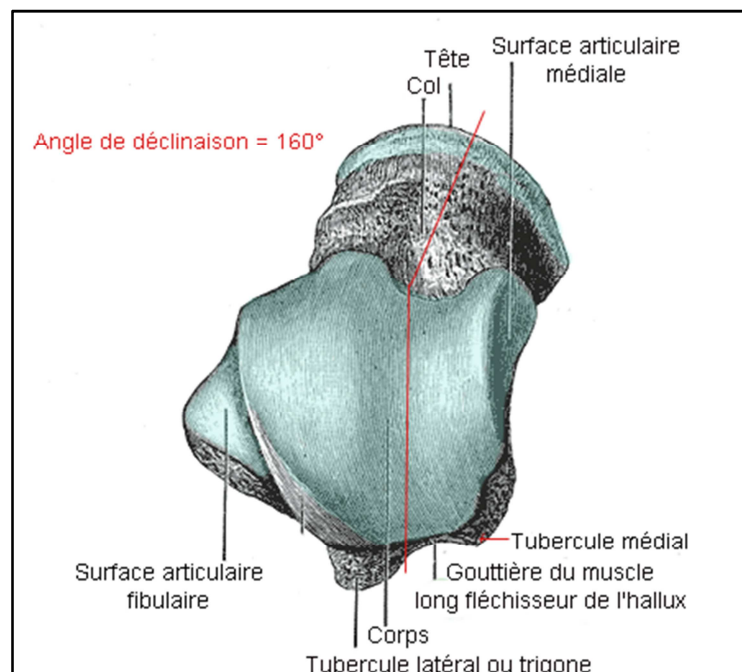


Figure 3. Talus gauche, en vue supérieure

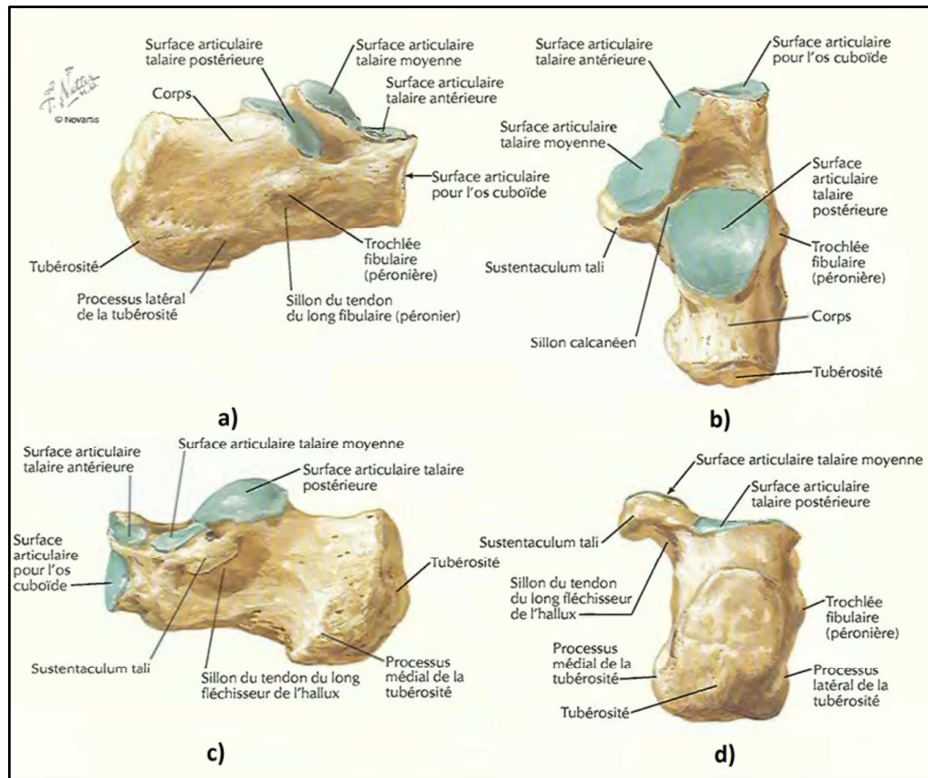


Figure 4. Calcanéus du pied droit, a) en vue latérale, b) en vue supérieure, c) en vue médiale, d) en vue postérieure

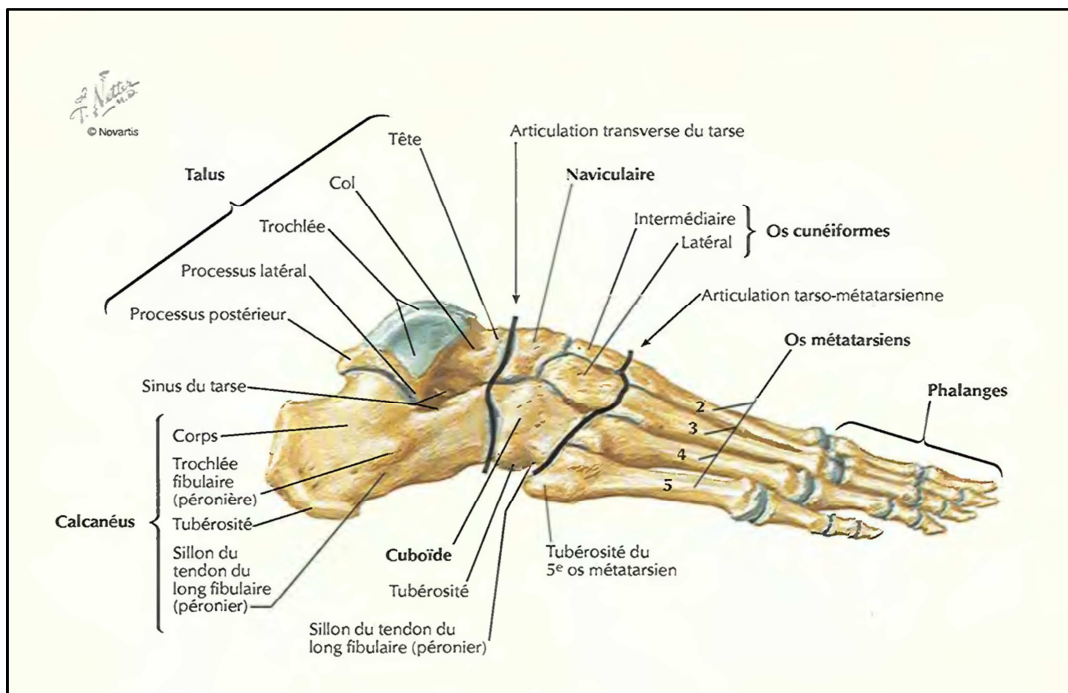


Figure 5. Os du pied droit, en vue latérale

I.1.2. Structures ligamentaires

Les structures ligamentaires du complexe pied/cheville sont illustrées dans la Figure 6 ci-dessous, et la description anatomo-physiologique de ces structures est entreprise dans la continuité de cette figure.

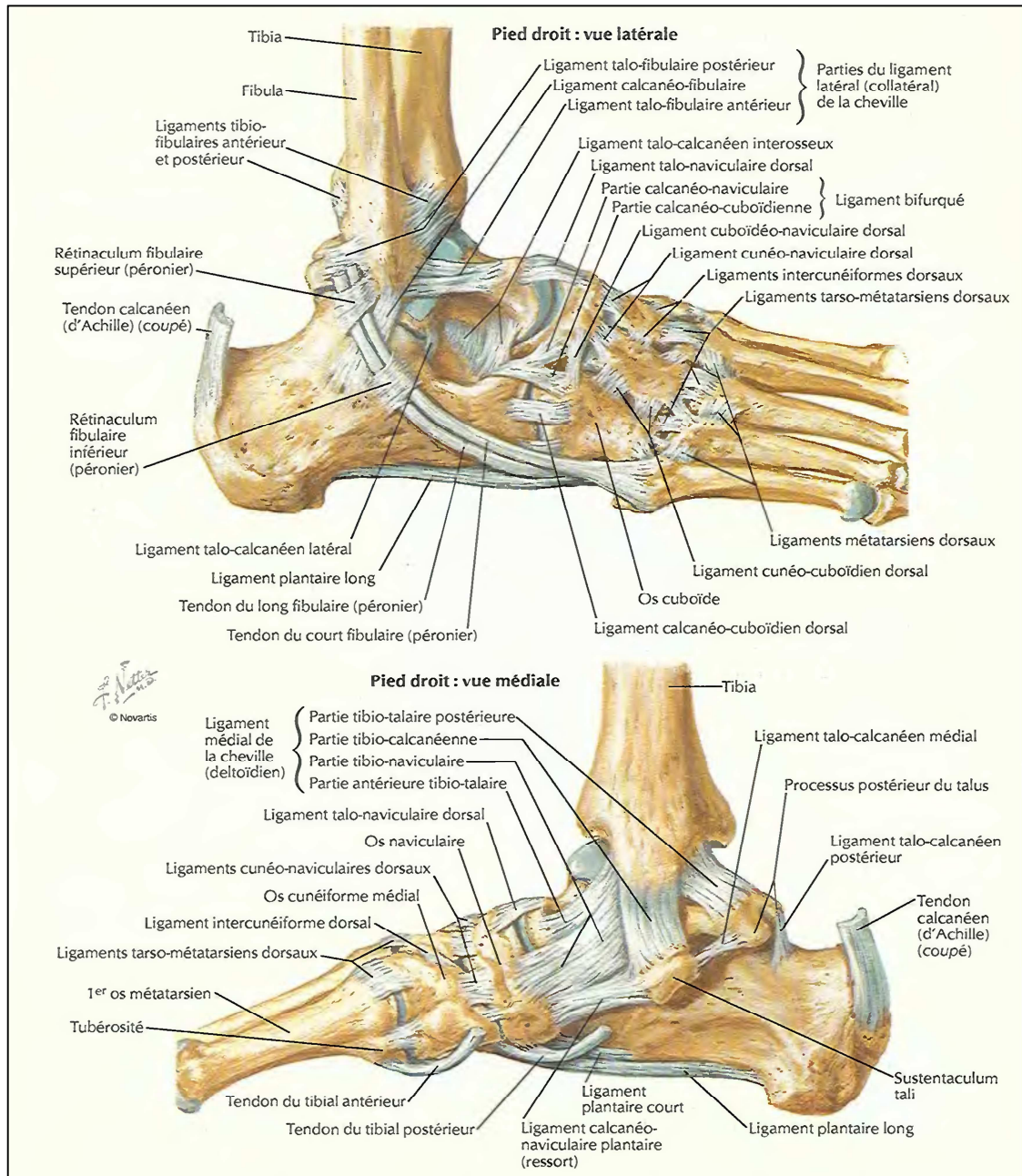


Figure 6. Structures ligamentaires et tendineuses du complexe pied/cheville, vue latérale et médiale du pied droit

I.1.2.1. Articulation talo-crurale

Au sein de l'articulation talo-crurale, deux structures ligamentaires peuvent être identifiées : le ligament collatéral latéral d'une part et le ligament collatéral médial d'autre part (Figure 6).

a. Ligament collatéral latéral (LCL)

Le ligament collatéral latéral se compose de 3 faisceaux décrits ci-après.

- *Ligament talo-fibulaire postérieur (LTFP)* : son trajet s'étend de la fossette creusée à la face axiale de la malléole latérale en arrière et au-dessous de la surface articulaire, jusqu'au tubercule latéral de la gouttière du long fléchisseur de l'hallux.
- *Ligament calcanéofibulaire (LCF)* : il trouve son origine au bord antérieur de la malléole immédiatement au-dessus de son sommet, descend, se réfléchit sur ce sommet, se porte en arrière et en bas, et se fixe au milieu de la face latérale du calcanéus.
- *Ligament talo-fibulaire antérieur (LTFA)* : son trajet s'étend du bord antérieur de la malléole à la face latérale du talus, en avant de la surface articulaire pour la fibula.

b. Ligament collatéral médial (deltoïdien)

Le ligament collatéral médial se compose de 4 faisceaux, dont l'origine est la face médiale de l'apex. Ces faisceaux sont décrits ci-après.

- *Ligament tibio-talair postérieur (LTTP)* : il se termine de la face médiale du corps du talus jusqu'au tubercule médial du talus.
- *Ligament tibio-talair antérieur (LTTA)* : il se termine sur la face médiale du col du talus.
- *Ligament tibio-calcanéen (LTC)* : il est fixé sur le ligament calcanéonaviculaire plantaire et le sustentaculum tali.
- *Ligament tibio-naviculaire (LTN)* : il se termine sur la tubérosité naviculaire.

Les ligaments tibio-talaires postérieur et antérieur constituent la couche profonde du ligament deltoïdien, alors que les ligaments tibio-calcanéen et tibio-naviculaire en constituent la couche superficielle.

I.1.2.2. Articulation sous-talienne

Au sein de l'articulation sous-talienne, 3 ligaments unissant le talus et le calcanéus sont repérés. Ceux-ci sont décrits ci-après.

- *Ligament talo-calcaneen latéral (LTCL)* : son trajet s'étend du processus latéral du talus à la face latérale du calcanéus.
- *Ligament talo-calcaneen postérieur (LTCP)* : son trajet s'étend du tubercule latéral de la gouttière du long fléchisseur de l'hallux à la face supérieure du calcanéus.
- *Ligament talo-calcaneen interosseux (LTCI)* : il possède 2 faisceaux, un antérieur et un postérieur, situés dans le sinus du tarse.

I.1.2.3. Articulation transverse du tarse (de Chopart)

L'articulation transverse du tarse, anciennement nommée articulation de Chopart, se compose de toutes les articulations unissant le tarse postérieur au tarse antérieur. Deux articulations dont la description est entreprise ci-après sont alors mises en jeu.

a. L'articulation calcanéocuboïdienne

Il s'agit d'une articulation synoviale, en selle, possédant une capsule fibreuse. Elle unit le calcanéus (surface convexe) et le cuboïde (surface concave) et constitue ainsi la partie latérale de l'articulation transverse du tarse. Les ligaments associés à cette articulation sont :

- *Ligament calcanéocuboïdien médial (LCCM)* : c'est le faisceau latéral du ligament bifurqué, de la partie médiale de la face dorsale du rostrum du calcanéus à la partie médiale du bord postérieur de la face dorsale du cuboïde.
- *Ligament calcanéocuboïdien dorsal (LCCD)* : il s'étend de la partie latérale de la face dorsale du rostrum du calcanéus à la partie latérale du bord postérieur de la face dorsale du cuboïde.
- *Ligament calcanéocuboïdien plantaire (LCCP)* : il possède un faisceau profond, du tubercule de la face plantaire du calcanéus à la face inférieure du cuboïde, derrière la crête ; et 1 faisceau superficiel, de la partie moyenne de la face inférieure du calcanéus jusqu'à la crête du cuboïde pour quelques fibres, et sur la base des 4 métatarsiens.

b. L'articulation talo-naviculaire

L'articulation talo-naviculaire est une articulation synoviale (distincte de la synoviale calcanéocuboïdienne), possédant une capsule fibreuse. Elle unit le talus, le calcanéus et l'os naviculaire et constitue ainsi la partie médiale de l'articulation transverse du tarse. Les ligaments associés à cette articulation sont :

- *Ligament calcanéonaviculaire plantaire, glénoïdien (LCNP)* : son trajet s'étend du bord antérieur du substentaculum tali au bord inférieur de l'extrémité médiale de l'os naviculaire.
- *Ligament talo-naviculaire dorsal (LTND)* : son trajet s'étend de la face dorsale du col du talus au bord supérieur de l'os naviculaire.
- *Ligament calcanéonaviculaire latéral (LCNL)* : c'est le faisceau médial du ligament bifurqué, de la partie médiale de la face dorsale du rostrum du calcanéus à l'extrémité latérale de l'os naviculaire.

Le pied comporte également deux autres articulations, importantes dans la cinématique articulaire de ce segment corporel (Figure 5), mais ne faisant pas partie intégrante de la cheville. Il s'agit d'une part, de l'articulation tarso-métatarsienne (anciennement nommée articulation de Lisfranc), liant le tarse postérieur aux métatarses, et d'autre part, l'articulation métatarso-phalangienne, liant les métatarses aux phalanges.

I.1.3. Structures musculaires associées

L'ensemble des schémas concernant les structures musculaires sont issus de l'Atlas d'Anatomie Humaine (Netter, 2011). Les informations concernant les insertions, et l'innervation des différents muscles sont issus de l'Examen Clinique de l'Appareil Locomoteur (Cleland, 2007).

I.1.3.1. Muscles de la loge ventrale de la jambe

La loge ventrale comprend 4 muscles (Figure 7, Figure 8, Figure 9) : le tibial antérieur, le long extenseur des orteils, le long extenseur de l'hallux et le troisième fibulaire. Les insertions proximales et distales, ainsi que l'innervation de chacun de ces muscles sont précisées dans le tableau ci-après (Tableau 1).

Tableau 1. Muscles de la loge ventrale de la jambe

Nom	Insertions proximales	Insertions distales	Innervation
Tibial antérieur	Condyle latéral et face latérale du tibia	Partie inféro-médiale du cunéiforme médial et base du 1 ^{er} métatarsien	Nerf fibulaire profond
Long extenseur des orteils	Condyle latéral du tibia et face médiale de la fibula	Phalanges distales et intermédiaires des orteils 2-5	Nerf fibulaire profond
Long extenseur de l'hallux	Face médiale de la fibula et membrane interosseuse	Face dorsale de la phalange distale de l'hallux	Nerf fibulaire profond
Troisième fibulaire	Face médiale et inférieure de la fibula et membrane interosseuse	Base du 5 ^{ème} métatarsien	Nerf fibulaire profond

1.1.3.2. Muscles de la loge latérale de la jambe

Deux muscles composent la loge latérale de la jambe (Figure 7, Figure 8, Figure 9) : le long et le court fibulaire. Les insertions proximales et distales, ainsi que l'innervation de chacun de ces muscles sont précisées dans le tableau ci-après (Tableau 2).

Tableau 2. Muscles de la loge latérale de la jambe

Nom	Insertions proximales	Insertions distales	Innervation
Long fibulaire	Face latérale et supérieure de la fibula	Base du 1 ^{er} métatarsien et cunéiforme latéral	Nerf fibulaire superficiel
Court fibulaire	Face latérale et inférieure de la fibula	Processus styloïde de la base du 5 ^{ème} métatarsien	Nerf fibulaire superficiel

1.1.3.3. Muscle de la loge dorsale de la jambe

La loge dorsale (Figure 7, Figure 8, Figure 9) se divise en 2 compartiments : le compartiment profond composé du tibial postérieur, du long fléchisseur des orteils et du long fléchisseur de l'hallux ; et le compartiment superficiel composé du soléaire, des gastrocnémiens latéral et médial. Les insertions proximales et distales, ainsi que l'innervation de chacun de ces muscles sont précisées dans le tableau ci-après (Tableau 3, Tableau 4).

Tableau 3. Muscle du compartiment profond de la loge dorsale de la jambe

Nom	Insertions proximales	Insertions distales	Innervation
Tibial postérieur	Membrane interosseuse, face postéro-inférieure du tibia et face postérieure de la fibula	Tubérosité de l'os naviculaire, os cunéiforme, cuboïde et base des métatarsiens 2-4	Nerf tibial
Long fléchisseur des orteils	Face postéro-inférieure du tibia	Bases plantaires des phalanges distales des orteils 2-5	Nerf tibial
Long fléchisseur de l'hallux	Face postéro-inférieure de la fibula et membrane interosseuse	Base plantaire de la phalange distale de l'hallux	Nerf tibial

Tableau 4. Muscle du compartiment superficiel de loge dorsale de la jambe

Nom	Origine	Terminaison	Innervation
Gastrocnémiens	<ul style="list-style-type: none"> • Chef latéral : condyle latéral du fémur • Chef médial : surface poplitée du fémur 	Face postérieure du calcaneus	Nerf tibial
Soléaire	Face postérieure de la tête de la fibula, crête oblique et bord médial du tibia	Face postérieure du calcaneus	Nerf tibial
Plantaire	Surface poplitée du fémur à proximité de la ligne supra condylaire latérale	Versant médial du tendon calcaneen	Nerf tibial

*

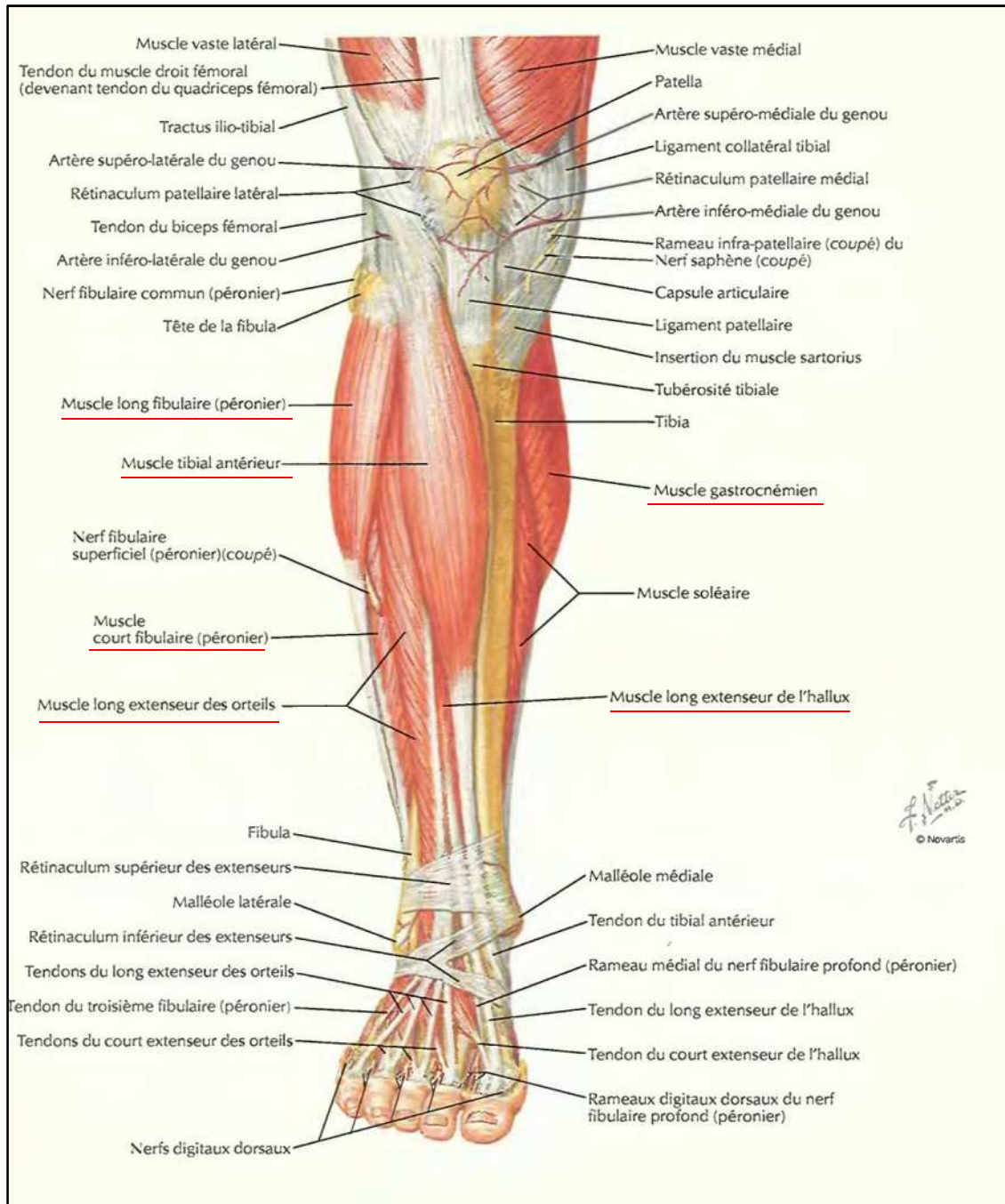


Figure 7. Muscles de la jambe (dissection superficielle), en vue antérieure

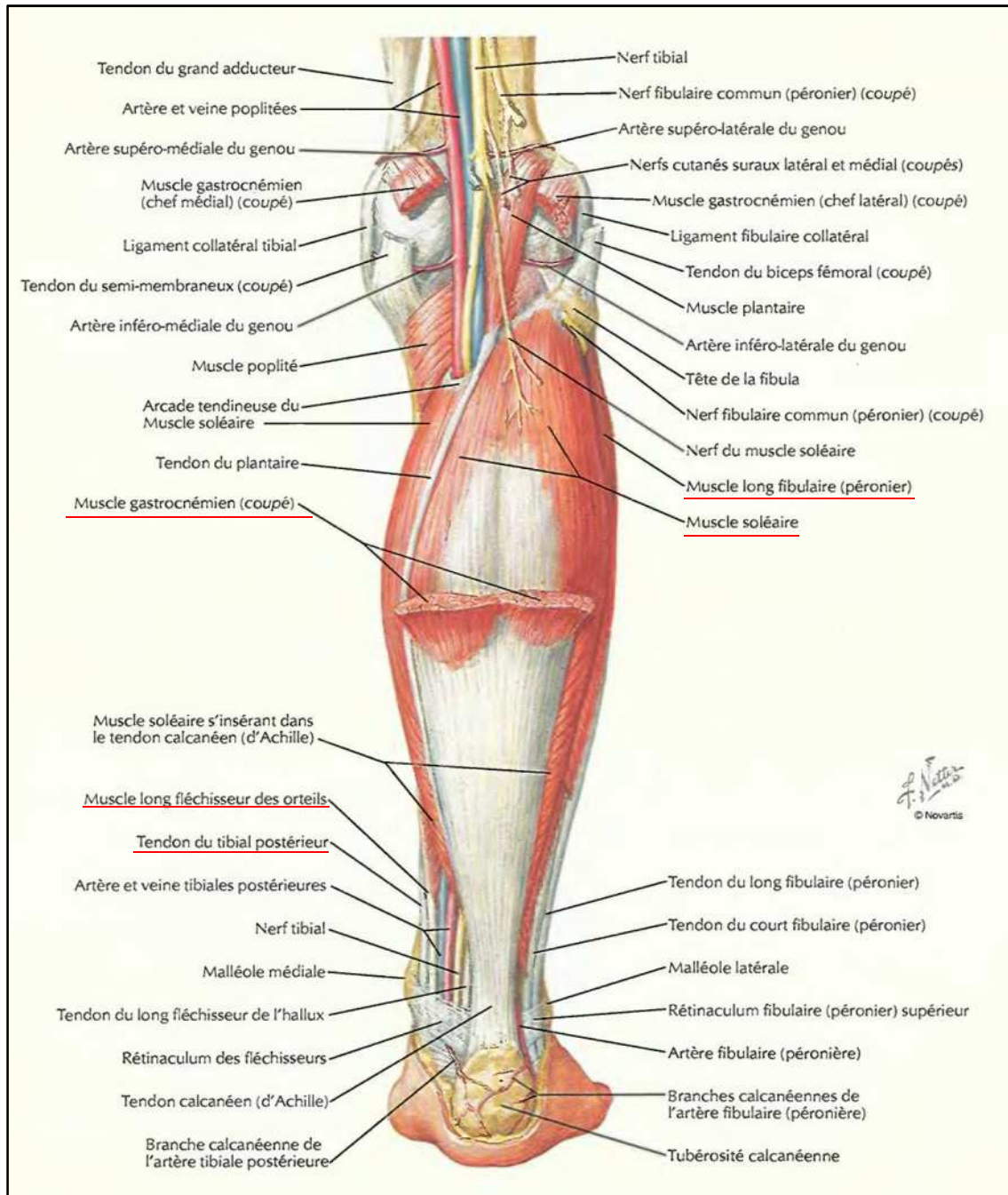


Figure 8. Muscles de la jambe (dissection intermédiaire), en vue postérieure

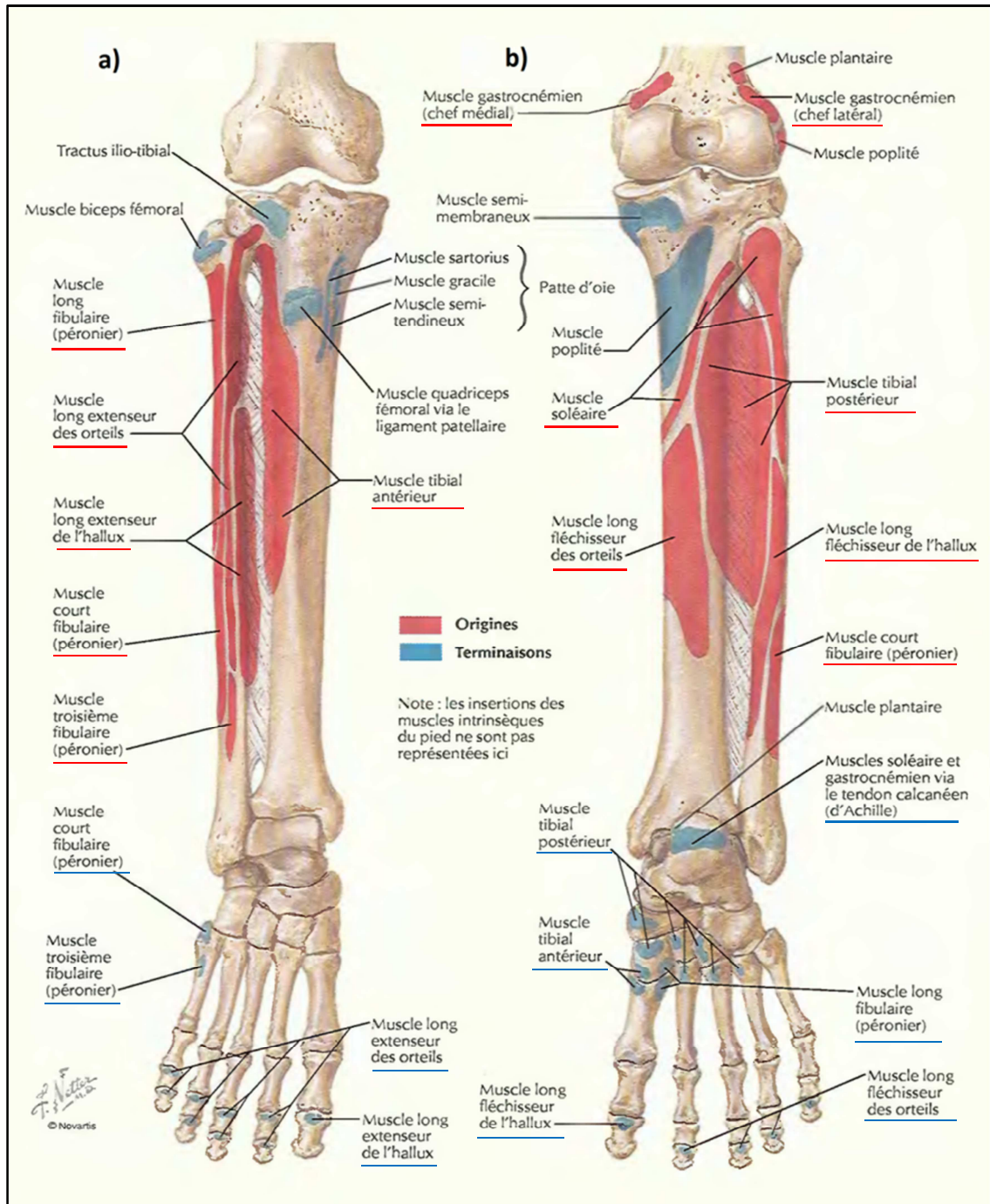


Figure 9. Origines (rouge) et terminaisons (bleu) des muscles de la jambe a) en face antérieure, b) en face postérieure

I.2. Cinématique articulaire

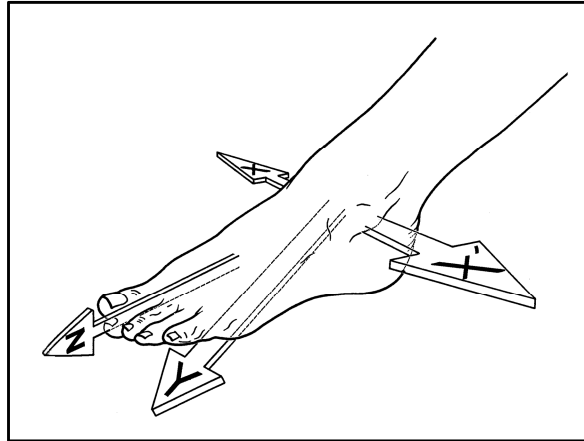


Figure 10. Axes fonctionnels du complexe pied/cheville

L'articulation de la cheville, comme décrite précédemment comme un ensemble articulaire comprenant l'articulation talo-crurale, l'articulation sous-talienne ainsi que l'articulation transverse du tarse, est généralement simplifiée en une articulation à 3 degrés de liberté (Kapandji 2009, Figure 10).

I.2.1. La flexion dorsale et la flexion plantaire

L'axe passant par les malléoles médiale et latérale (XX' sur la Figure 10 et la Figure 11), concerne l'articulation talo-crurale et exprime la capacité de la cheville à réaliser un mouvement dans le plan sagittal. Lorsque le pied est en extension et que l'angle entre la jambe et le pied est obtus, on parle de flexion plantaire, et lorsque le pied est en flexion et que l'angle ainsi créé est aigu, on parle de flexion dorsale. L'amplitude de la flexion plantaire est comprise entre 30 et 50°, alors que la flexion dorsale peut atteindre 20 à 30° (Kapandji 2009). On peut donc trouver, selon les individus, des variations angulaires pour ce mouvement.

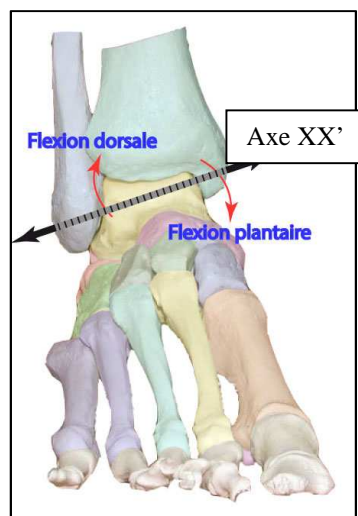


Figure 11. Flexion (flexion dorsale) et extension (flexion plantaire) de la cheville

I.2.2. L'adduction et l'abduction

L'axe Y (Figure 10) correspond à l'axe longitudinal de la jambe et conditionne les mouvements d'abduction et d'adduction du pied (Figure 12, 2 et 3), dans le plan transversal. Le mouvement d'adduction est réalisé lorsque la pointe du pied se porte en dedans. Inversement, le mouvement d'abduction est quant à lui réalisé lorsque la pointe du pied se tourne en dehors. L'amplitude totale de ces 2 mouvements est de 35° à 45° (Kapandji 2009).

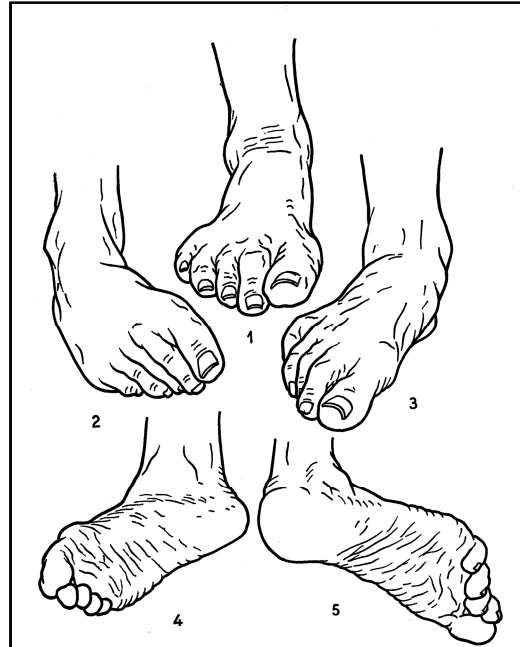


Figure 12. Adduction (2), Abduction (3), Supination (4) et Pronation (5), selon Kapandji 2009

I.2.3. La pronation et la supination

L'axe Z (Figure 10) est horizontal, et conditionne l'orientation de la plante du pied. Il s'agit de l'axe de prono-supination, qui permet à la plante du pied de s'orienter vers le bas pour la pronation, et vers le haut pour la supination (Figure 12, 5 et 4). Les amplitudes physiologiques de mouvement sont respectivement de 25-30° et de 52° (Kapandji 2009).

I.2.4. L'inversion et l'éversion

L'inversion de la cheville (Figure 13), c'est-à-dire lorsque la plante du pied est orientée médialement, est la combinaison d'une flexion plantaire, d'une adduction de l'articulation sous-talienne et d'une supination de l'articulation transverse du tarse (Hicks 1956). L'amplitude de l'inversion est comprise entre 29° et 33° (Ball & Johnson 1996).

L'éversion de la cheville (Figure 13), c'est-à-dire lorsque la plante du pied est orientée latéralement, est la combinaison d'une flexion dorsale, d'une abduction de l'articulation sous-talienne et d'une pronation de l'articulation transverse du tarse (Hicks 1956). L'amplitude de l'éversion est comprise entre 16° et 21° (Ball & Johnson 1996).

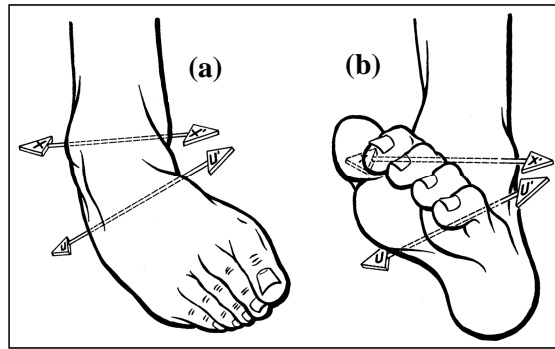


Figure 13. Inversion (a) et Eversion (b) du pied. L'axe UU' représente l'axe d'inversion et d'éversion (Kapandji, 2009)

I.3. Muscles impliqués dans les différents mouvements

Les principaux muscles impliqués dans chacun des mouvements décrits précédemment sont identifiés dans le tableau ci-après (Tableau 5). A notre connaissance, il n'y a pas de muscle proprement adducteur ou abducteur, ni pronateur ou supinateur. Ces mouvements sont difficilement différenciables, d'où la seule intégration de l'inversion, et l'éversion, qui combinent ces mouvements.

Tableau 5. Muscles impliqués dans les mouvements du pied

Mouvement	Muscles impliqués
Flexion dorsale	Le tibial antérieur Le long extenseur des orteils Le long extenseur de l'hallux Le 3 ^{ème} fibulaire
Flexion plantaire	Le soléaire Les gastrocnémiens latéral et médial Le long fibulaire Le court fibulaire Le long fléchisseur des orteils Le long fléchisseur de l'hallux
Inversion	Le tibial postérieur Le tibial antérieur
Eversion	Le long fibulaire Le court fibulaire Le 3 ^{ème} fibulaire

La cheville est une articulation complexe, composée de 3 articulations, de nombreuses structures osseuses, ligamentaires et musculo-tendineuses précédemment décrites. Toutes ces structures peuvent être soumises à des contraintes importantes, lors d'activités de la vie quotidienne, ou lors d'activités sportives, et des lésions peuvent survenir, c'est le cas de l'entorse de la cheville.

II. L'ENTORSE COLLATÉRALE LATÉRALE DE LA CHEVILLE

II.1. Définition et épidémiologie

Près de 85% des blessures concernant la cheville sont des entorses (Fong et al. 2007), et le ligament collatéral latéral est la structure la plus fréquemment touchée chez les athlètes. Les blessures du complexe articulaire de la cheville concernent les hommes et les femmes dans les mêmes proportions, avec par exemple, une fréquence de blessure identique au basket-ball (Garrick 1977). Il s'agit de la blessure la plus fréquemment rencontrée dans ce sport (Anandacoomarasamy & Barnsley 2005).

Au niveau national, le nombre d'entorses de cheville est estimé à 6 000 par jour en France, ce qui représente un coût total quotidien de 1,15 million d'euros (Société Francophone d'Urgences Médicales, 1995). La fréquence est estimée à 1 pour 10 000 personnes par jour dans le Monde (Fallat et al. 1998).

L'entorse collatérale latérale de cheville est communément décrite comme un étirement ou un déchirement des fibres du ligament talo-fibulaire antérieur (ATFL), du ligament calcanéofibulaire (CFL) et du ligament talo-fibulaire postérieur (PTFL), survenant à la suite d'une supination et d'une inversion du pied en flexion plantaire (Balduini & Tetzlaff 1982), pendant que le tibia est en rotation externe (Cox 1985). Elle entraîne douleur, épanchement et perte fonctionnelle pendant au moins un jour (Hertel 2002). L'incidence de l'implication de ces différents ligaments peut varier selon les mécanismes lésionnels (Figure 14).

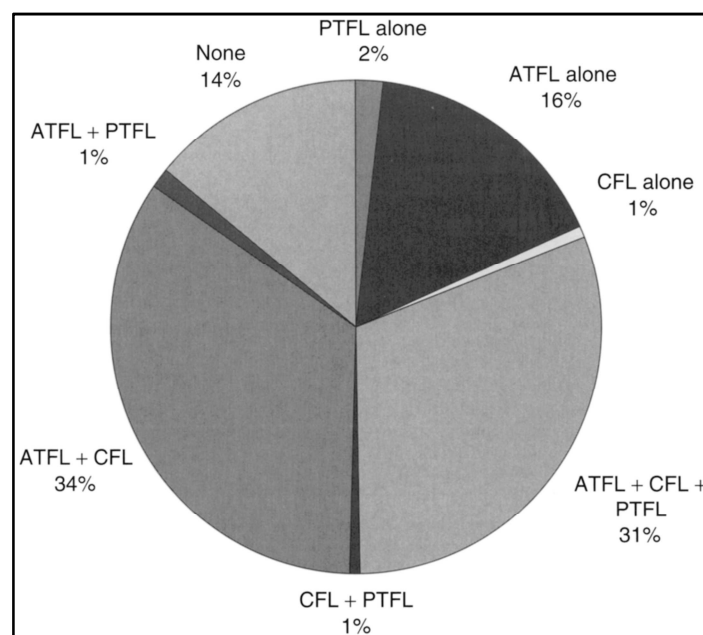


Figure 14. Incidence de l'implication des ligaments latéraux de la cheville sur 547 patients, sans lésion osseuse (Fallat et al. 1998)

II.2. Mécanismes de l'entorse collatérale latérale

Les mécanismes d'entorses présentés ci-après sont ceux impliquant le ligament collatéral latéral de la cheville (LCL), sollicité pendant les mouvements d'inversion, entraînant un mouvement de l'arrière-pied nommé varus.

Les contraintes en varus forcé influencent surtout l'articulation sous-talienne, ce qui peut expliquer l'analogie entre les mécanismes en varus forcé influençant l'arrière-pied et les mécanismes en inversion forcée concernant la cheville dans sa globalité. Lorsque la cheville est en flexion plantaire, le ligament tibio-fibulaire antérieur (LTFA) est mis en tension, et se trouve donc plus vulnérable à la suite d'une contrainte en varus. En fonction de la force, et de la vitesse, il peut se distendre, ou se déchirer partiellement ou totalement. Le diastasis tibiotalien qui résulte de cette contrainte peut entraîner le même type de dommages sur le LCF puis le LTFP (Bonnomet et al. 1999).

Ces traumatismes interviennent avec des vitesses d'inversion de la cheville très importantes (Figure 15). En effet, certains auteurs ont étudié, pour des populations sportives, les mécanismes d'entorses en varus forcé, et il a été mis en évidence que les vitesses d'inversion sont comprises entre 509 et 1752°.s⁻¹ (Kristianslund et al. 2011; Mok et al. 2011; Fong et al. 2009). L'amplitude du mouvement d'inversion traumatique peut atteindre 142° (Mok et al. 2011).

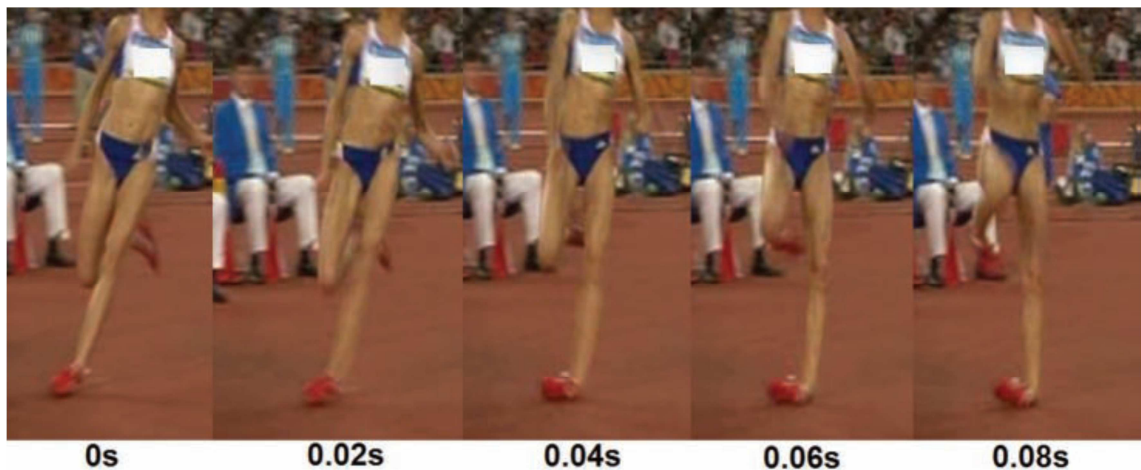


Figure 15. Entorse collatérale latérale de la cheville, l'amplitude de l'inversion traumatique atteint 142° et la vitesse angulaire d'inversion atteint 1752°.s⁻¹, d'après (Mok et al. 2011).

Il est important de préciser que d'autres lésions peuvent être associées, telles que l'ouverture de la gaine des tendons fibulaires, les fractures ostéochondrales du dôme talien ou encore les fractures parcellaires dues à la désinsertion d'un faisceau (Bonnomet et al. 1999). L'importante variation des lésions dues à une entorse collatérale latérale de la cheville a amené les cliniciens à proposer diverses classifications, visant à établir un diagnostic précis d'entorse, et ainsi adapter le traitement.

II.3. Classification des entorses

Devant une entorse collatérale latérale de cheville, le clinicien doit confirmer le diagnostic et non seulement évaluer la gravité des lésions, mais aussi tenter de détecter toutes les lésions associées pouvant retentir sur l'évolution et le traitement de cette blessure. Plusieurs classifications ont été proposées, certaines se fondant sur les informations recueillies par la clinique comme pour la classification en 3 grades (Tableau 6) ou l'imagerie, et d'autres sur la combinaison de ces 2 sources d'informations. En théorie, la complémentarité des éléments fournis par la clinique et l'imagerie permet de caractériser plus finement les lésions anatomiques (De Lecluse 2003). Classer une entorse reste toujours sous l'influence de l'expérience du clinicien, des circonstances et conditions de réalisation de l'examen clinique, des antécédents et particularités du patient ainsi que de l'accessibilité à l'imagerie. Une première classification ne classe les entorses que selon 3 grades de sévérité (Tableau 6). Elle permet au clinicien d'obtenir des informations très importantes sur les répercussions fonctionnelles ressenties par le patient, en raison du traumatisme initial. Il existe d'autres classifications comme celle de O'Donogue, ou celle de Castaing, qui distinguent respectivement 3 et 4 stades, très proches de la classification clinique proposée précédemment. Le principal inconvénient de ces classifications est qu'elles ne se basent pas sur l'imagerie, ce qui ne permet pas au clinicien d'exclure la présence de fractures ostéochondrales du dôme talien ou encore les fractures parcellaires dues à la désinsertion d'un faisceau, par exemple.

Tableau 6. Classification clinique en 3 grades

Grade	Lésions	Clinique
Grade 1 (bénigne)	Elongation sans rupture	Marche : normale Gonflement : latéral modéré Varus passif : sensible Tiroir antérieur : indolore Palpation du LTFA ou du LCF : sensible
Grade 2 (moyenne)	Rupture partielle	Marche : boiterie d'esquive Gonflement : antérolatéral Varus passif : douloureux Tiroir antérieur : sensible Palpation du LTFA ou du LCF : douloureux
Grade 3 (grave)	Rupture totale d'au moins un faisceau	Craquement initial : + Douleur initiale : forte / syncopale Marche : appui difficile ou impossible Gonflement : antérolatéral puis global Ecchymose : latérale puis diffuse Varus passif : + Tiroir antérieur : + Palpation du LTFA et/ou du LCF, et du LCM : douloureux

C'est pourquoi d'autres classifications ont été proposées, basées à la fois sur un examen clinique, et sur les informations issues de l'imagerie. La classification de De Lécluse prend en considération les informations cliniques, échographiques et radiologiques pour établir la gravité de l'entorse (Tableau 7), et c'est également le cas de la classification de Trevino (Tableau 8, Trevino et al. 1994). Celle-ci s'appuie sur toutes ces informations pour proposer une classification plus complète, incluant les lésions musculaires et/ou osseuses, et permettant une meilleure adaptation des décisions thérapeutiques.

Tableau 7. Classification de De Lecluse (De Lecluse 2003)

Grade	Lésions	Clinique	Echographie	Radiographie
Grade I (bénigne)	Etirement du LTFA ou LCF	Absence : - De craquement initial - D' « oeuf de pigeon » - D'hémarthrose - D'ecchymose - De laxité unilatérale	Inutile	A faire si : - Critères d'Ottawa - Age <15ans ou >55ans - Discordance + traumatisme/clinique - Instabilité chronique - Contexte médico-légal
Grade II (moyenne)	LTFA ou LCF	- Marche douloureuse - Gonflement latéral - Ecchymose modérée - LTFA : tiroir antérieur +/- - LCF : varus pur passif +/-	Désinsertion partielle proximale <i>ou</i> Rupture partielle en plein corps <i>ou</i> Désinsertion/avulsion distale	
Grade III (sérieuse)	LTFA ou LCF +/- LTCL/LC M	- Craquement initial +/- - LTFA : « oeuf de pigeon » - LCF : oedème latéral - Boiterie d'esquive - Gonflement + - Ecchymose + - Mobilité TC normale - LTFA : tiroir antérieur + - LCF : varus pur passif +	LTFA : désinsertion proximale ou LCF : désinsertion proximale + épanchement gaine des fibulaires <i>ou</i> LTFA : désinsertion distale + LCM : lésion d'un élément <i>ou</i> LTFA : désinsertion/rupture + LTCL : infiltration du sinus du tarse	A faire d'emblée si : - Critères d'Ottawa - âge <15ans, >55ans - hémarthrose - discordance traumatisme/clinique - instabilité chronique - contexte médico-légal A faire en deuxième intention si avulsion-arrachement à l'échographie
Grade IV (grave)	LTFA et/ou LCF +/- LTCL/LT FP	- Craquement initial + - « oeuf de pigeon » + - Marche difficile - Gonflement + - Ecchymose + - Mobilité TC normale - LTFA : tiroir antérieur + - LTFA/LCF/LTCL : varus équin passif + - LCF/LTFP : varus pur/talus +	LTFA et LCF : ruptures/désinsertions <i>ou</i> LTFA : rupture/désinsertion + large déchirure capsule antérieure <i>ou</i> LCF : rupture/désinsertion + LTCL : infiltration du sinus du tarse	

Tableau 8. Classification des lésions du ligament collatéral latéral selon Trevino (Trevino et al. 1994)

Grade	Pathologie	Clinique
I	Etirement	Laxité = 0
II	Rupture partielle LTFA	Laxité légère à modérée
IIIa	Rupture complète LTFA	Tiroir antérieur +
IIIb	Rupture complète LTFA + LCF	Tiroir antérieur + Varus +
IIIc1	Rupture complète LTFA + LCF Rupture interstitielle des tendons fibulaires	Tiroir antérieur + Varus + Tendons fibulaires stables, mais sensibles
IIIc2	Rupture complète LTFA + LCF Subluxation ou luxation des tendons fibulaires	Tiroir antérieur + Varus + Tendons fibulaires subluxés ou luxés avec éversion et flexion dorsale « résistantes »
IVa	Rupture complète LTFA + LCF Arrachement de la pointe malléolaire	Tiroir antérieur + Varus +
IVb	Rupture complète LTFA + LCF Fracture ostéochondrale du dôme talien	Tiroir antérieur + Varus +
IVc	Rupture complète LTFA + LCF Fracture de la joue talienne latérale	Tiroir antérieur + Varus +

L'entorse de cheville est une blessure courante dans les activités de la vie quotidienne et dans les activités sportives et peut être à l'origine de complications. Une de ces complications est l'Instabilité Chronique de la Cheville. En effet, entre 40 et 70% des personnes ayant souffert d'une entorse peuvent développer une Instabilité Chronique de la Cheville (Chinn et al. 2013). Cette pathologie, ses mécanismes et ses conséquences neuro-musculo-squelettiques et fonctionnelles sont étudiés ci-après.

III. L'INSTABILITE CHRONIQUE DE LA CHEVILLE

III.1. Définition

L'instabilité chronique de la cheville (ICC) désigne l'apparition d'épisodes répétitifs d'instabilité latérale de la cheville, ce qui entraîne de nombreuses entorses à la cheville (Hertel 2002). Elle est caractérisée par des épisodes de « giving way » (Freeman & Dean 1965; Freeman 1965), qui correspondent à un dérobement de la cheville pendant sa mise en charge.

La littérature permet de classifier les individus atteints d'instabilité chronique de la cheville en 3 catégories (Freeman & Dean 1965; Hertel 2002) :

- Instabilité mécanique : caractérisée par des laxités ligamentaires évaluées lors du test de tiroir antérieur (« anterior drawer test »), ou lors du test d'inclinaison du talus (« talar tilt test »).
- Instabilité fonctionnelle : essentiellement caractérisée par des détériorations subjectives de la stabilité de l'articulation *ie* des phénomènes de « giving way » lors d'activités quotidiennes (escaliers, trottoir) ou sportives (terrain instable lors de la pratique sportive, par exemple). Tropp (1986) a décrit l'instabilité fonctionnelle, et les « giving way », comme un mouvement hors du contrôle volontaire, mais ne dépassant pas les amplitudes physiologiques.
- Certains sujets peuvent présenter ces 2 types d'instabilité, de manière conjuguée (Figure 16).

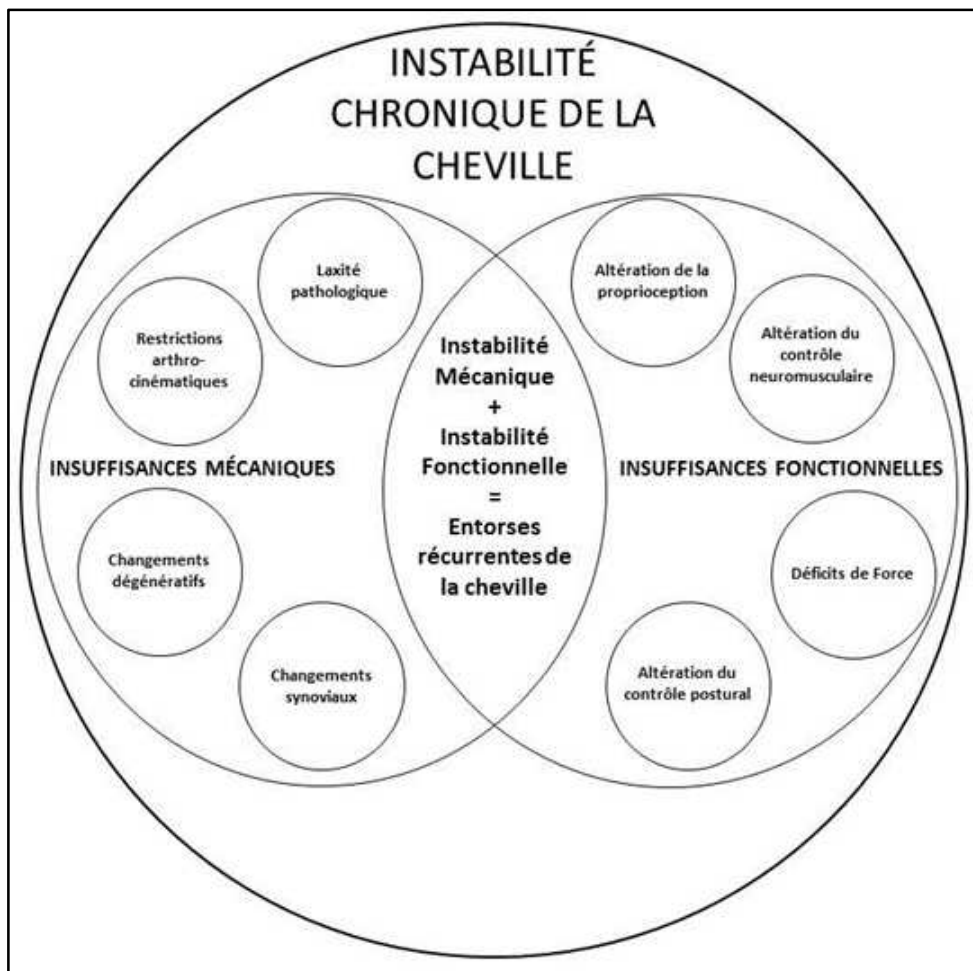


Figure 16. Paradigme des insuffisances mécaniques et fonctionnelles contribuant à l'instabilité chronique de la cheville, d'après Hertel (2002)

III.2. Auto-évaluation subjective de l'instabilité chronique de la cheville

Pour caractériser l'impact fonctionnel de l'instabilité chronique de cheville pour le sujet, des questionnaires d'auto-évaluation subjectifs coexistent, et leur validité a été étudiée. Certains d'entre eux évaluent, d'une part, les incapacités que peut entraîner une instabilité de cheville sur les gestes de la vie quotidienne et, d'autre part, les incapacités qui peuvent affecter le sujet dans les activités sportives. L'ensemble de ces questionnaires est présenté dans le Tableau 9.

L'« Ankle Instability Instrument » (Docherty & Gansneder 2006) est un questionnaire qui se compose de 12 items, 4 concernent la sévérité de l'entorse passée, 5 concernent l'historique de l'entorse et 3 informent de l'instabilité dans les activités de la vie quotidienne. Ce questionnaire permet de détecter la présence d'instabilité fonctionnelle de la cheville, et d'en mesurer la sévérité.

L'« Ankle Joint Functional Ability Tool » est un outil constitué de 12 items. L'ensemble de ces items concerne les activités de la vie quotidienne. Ces items évoquent de façon plus globale

l'instabilité et les gênes résiduelles qui peuvent survenir après les entorses de la cheville. Cet outil est fiable pour différencier les sujets ayant une instabilité de cheville des sujets asymptomatiques (Ross & Guskiewicz 2008). En effet, un score supérieur ou égal à une valeur seuil de 26/48 révèle la présence de l'instabilité fonctionnelle.

Le « Cumberland Ankle Instability Tool » est un questionnaire constitué de 9 items. Sa principale caractéristique est qu'il est capable de mesurer et de discriminer la sévérité de l'instabilité de la cheville. Une valeur seuil a été identifiée. En effet, un score inférieur ou égal à 27/30 indique une instabilité fonctionnelle et ce test a été validé par une procédure de test re-test (Hiller et al. 2006).

Le « Foot and Ankle Disability Index » (FADI), associé à sa composante Sports (FADI Sports), comporte 26 items relatifs aux gestes de la vie quotidienne, et 8 items relatifs aux aptitudes sportives. Il s'est avéré fiable pour détecter les limitations fonctionnelles d'une population de sujets présentant une instabilité chronique de cheville lors des différentes activités décrites par chaque item. Ce questionnaire est sensible aux différences entre des sujets sains et des sujets instables ainsi qu'aux améliorations dues à la rééducation (Hale & Hertel 2005). De faibles scores au FADI et au FADI Sports sont généralement associés à des facteurs mécaniques d'instabilité chronique de cheville. Ainsi, certaines études visant à évaluer l'instabilité mécanique de la cheville se sont appuyées sur ces questionnaires d'auto-évaluation pour inclure les sujets dans des protocoles de recherche (Hubbard et al. 2005; Hubbard & Cordova 2009).

Enfin, le « Foot and Ankle Ability Measure » et sa composante Sport permettent de détecter des déficits liés à une instabilité chronique de la cheville (Carcia et al. 2008). Il se compose d'items semblables à ceux du FADI. L'item concernant le sommeil, et les 4 items liés à la douleur du FADI ont été supprimés. La composante Sport est, quant à elle, identique à celle du FADI. Le principal intérêt de ce questionnaire est sa validation clinique en France et sa validation pour l'auto-évaluation des capacités fonctionnelles de la cheville chez les patients francophones (Borloz et al. 2011).

Bien que les questionnaires présentés soient valides pour l'auto-évaluation des instabilités chroniques de cheville des patients, ils ne permettent pas de mesures objectives de l'instabilité chronique de cheville.

Tableau 9. Synthèse sur les questionnaires d'auto-évaluation subjective d'instabilité de la cheville

Nom	Nombre d'items	Validation par	Particularités
Ankle Instability Instrument	12	(Docherty & Gansneder 2006)	Sévérité de l'entorse Instabilité dans les activités de la vie quotidienne Historique de l'entorse
Ankle Joint Functionality Tool	12	(Ross & Guskiewicz 2008)	Score $\geq 26/48$ = instabilité Instabilité dans les activités de la vie quotidienne Instabilité globale Gênes résiduelles
Cumberland Ankle Instability Tool	9	(Hiller et al. 2006)	Score $\leq 27/30$ = instabilité Discrimination de la sévérité de l'instabilité
Foot and Ankle Disability Index	26 + 8 (Sports)	(Hale & Hertel 2005)	Détecte limitations fonctionnelles Sensible aux différences entre sujets sains et instables Sensible aux améliorations dues à la rééducation
Foot and Ankle Ability Measure	21 + 8 (Sports)	(Carcia et al. 2008)	Détecte limitations fonctionnelles Validation en français : (Borloz et al. 2011)

III.3. Evaluations neuro-musculo-squelettiques

Outre l'utilisation de questionnaires d'auto-évaluation subjective de l'instabilité, certaines données caractérisant l'ICC peuvent être issues de diverses évaluations du complexe ostéo-ligamentaire, musculaire ou encore neurologique.

III.3.1. Evaluations du complexe ostéo-ligamentaire

Pour quantifier la laxité ligamentaire au niveau de la cheville, et donc une éventuelle instabilité mécanique, des tests peuvent être réalisés manuellement ou à l'aide d'un appareil nommé Telos® (Figure 18). Il s'agit du test de tiroir antérieur (« anterior drawer test ») et du test d'inclinaison du talus (« talar tilt test »).

L'une des principales variables utilisées est la mobilité antérieure du talus, évaluée lors d'un test clinique de tiroir antérieur (« anterior drawer test », Figure 17). Elle consiste à évaluer la distance entre la marge antérieure du dôme talien et la marge inférieure et antérieure du tibia. Hubbard et al. (2005) ont montré que cette mesure réalisée manuellement ne montre pas de différence entre des individus souffrant d'une instabilité de la cheville et des individus asymptomatiques, mais que cette mesure réalisée avec un arthromètre est de 11,5 mm chez les instables chroniques, et est significativement plus importante que les 6,7 mm de déplacement pour les membres du groupe contrôle. Cette différence, repérée 3 jours après l'entorse, se retrouve 8 semaines plus tard (Hubbard & Cordova 2009). Bien que cette mobilité antérieure du talus soit généralement évaluée en statique, cette mesure peut également être effectuée dans des conditions dynamiques (Kerkhoffs et al. 2002). En condition dynamique, à l'aide d'un dispositif visant à créer cette contrainte postéro-antérieure sur le talus, la dégradation des ligaments tibio-fibulaire antérieur (LTFA) et calcanéofibulaire (LCF) augmente le déplacement antérieur du talus par rapport au tibia (Kerkhoffs et al. 2002). En effet, lorsque ces 2 ligaments sont sectionnés, la mobilité antérieure du talus est plus que doublée, passant de 5 à 11 mm.

L'instabilité mécanique de la cheville se mesure également par imagerie en milieu clinique et cette méthode de mesure a permis de montrer que ce déplacement antérieur est plus important chez les sujets instables chroniques de cheville (3,7mm) par rapport aux sujets sains (2,75mm) ou par rapport à la cheville controlatérale (3,0mm) des sujets instables chroniques de cheville (Wikstrom & Hubbard 2010).



Figure 17. Mobilité antérieure du talus évaluée par le tiroir antérieur, en vue médiale

Une autre méthode d'évaluation clinique de l'instabilité mécanique de la cheville est le test d'inclinaison du talus. Par arthroscopie, une valeur de 7.2° est trouvée pour l'angle d'inclinaison talienne (McCaskie & Gale 1995). Cependant, cet angle, mesuré dans des conditions d'anesthésie locale (Waldecker 2000) ou générale (McCaskie & Gale 1995), avoisine les 14° pour les sujets présentant une instabilité chronique de cheville, alors qu'il n'est que de 2.9° pour une cheville stable et saine (McCaskie & Gale 1995). Cette valeur de 14° environ peut également être retrouvée sans anesthésie (Choi et al. 2008), grâce à l'utilisation d'un Telos®, permettant de réaliser la contrainte sur la cheville (Figure 18).

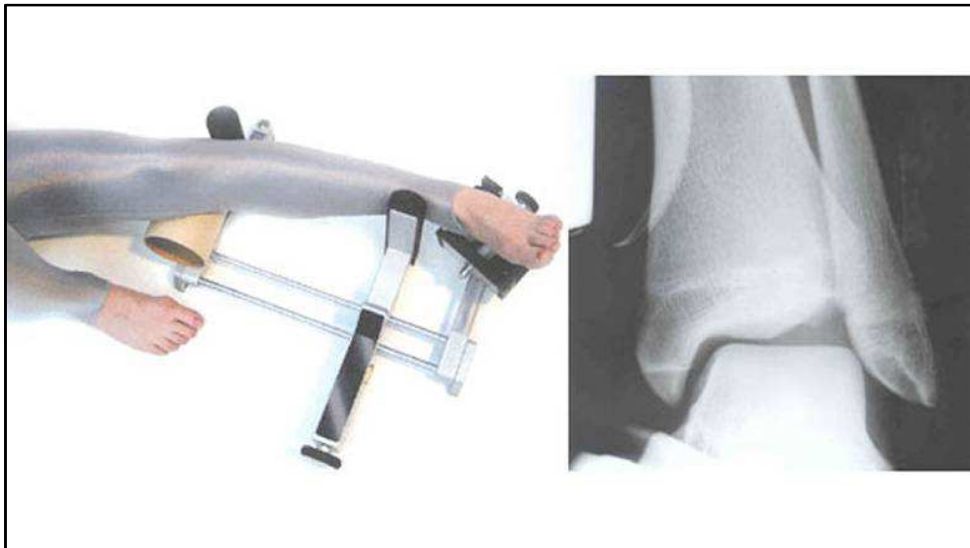


Figure 18. Inclinaison talienne évaluée grâce au Telos®, et cliché radiographique correspondant

Les valeurs du tiroir antérieur et de l'inclinaison du talus permettent de classer les instables chroniques en 3 grades (Verhagen et al. 1995) : 1) absence d'instabilité mécanique constatée subjectivement à l'examen clinique ; 2) faible instabilité mécanique constatée subjectivement à l'examen clinique (avec un angle d'inclinaison du talus $< 14^\circ$, et/ou un tiroir antérieur < 5 mm) ; 3) forte instabilité mécanique constatée subjectivement à l'examen clinique (avec un angle d'inclinaison du talus $> 14^\circ$, et/ou un tiroir antérieur > 5 mm). Trente-neuf pourcents des instables chroniques de cheville du grade 3 souffrent encore d'entorses récurrentes 6 ans et demi après le premier traumatisme, 54% des sujets du grade 2 ont encore des entorses récurrentes, et 46% des sujets ne présentant pas d'instabilité mécanique subissent encore régulièrement des entorses. Cette récurrence serait potentiellement due à une instabilité fonctionnelle de la cheville en raison de l'absence de facteurs mécaniques. De plus, 30 à 40% des personnes ayant eu une entorse latérale de la cheville souffrent par la suite de symptômes résiduels telles que la douleur, le gonflement ou encore un sentiment global d'instabilité (Freeman & Dean 1965; Konradsen 2002; Verhagen et al. 1995). Comme ces gênes résiduelles ne sont pas toujours accompagnées de laxité ligamentaire, d'autres études ont porté sur les insuffisances fonctionnelles dont peuvent faire preuve les sujets souffrant d'instabilité chronique de la cheville.

III.3.2. Evaluations des activités électromyographiques

Les patients présentant une instabilité chronique de cheville développent des altérations des activités musculaires, en termes d'intensités ou encore de délais d'activation. Cette sous-partie est consacrée à l'étude de l'activité électromyographique (EMG) des principaux muscles périarticulaires de la cheville. Les intensités des activités musculaires sont dans un premier temps étudiées, puis les délais d'activation sont abordés.

III.3.2.1. Intensités des activités musculaires

Les muscles principalement impliqués dans les altérations des activités électromyographiques sont le court et le long fibulaire, éverseur de la cheville. L'intensité de son activité, quantifiée à l'aide de l'écart quadratique moyen et normalisée par la contraction maximale volontaire isométrique, est altérée dans certaines situations, par exemple lors de gestes sportifs (Suda et al. 2009; Suda & Sacco 2011) ou lors de la réception après un saut unipodal (Delahunt 2006). L'amplitude du pic de contraction du long fibulaire est également plus faible pour les sujets se plaignant d'une ICC (Suda & Sacco 2011). Ces résultats pourraient témoigner d'une contraction anticipatoire des éverseurs insuffisante pour contrer ou contrôler une éventuelle inversion forcée, occasionnée par la contrainte due à l'impact au sol. Par ailleurs, dans une étude où les sujets devaient se stabiliser à la réception d'un saut, une diminution de l'activité des longs fibulaires, quantifiée avec la même méthode que les études de Suda et al. (2009, 2011) a été révélée après le contact avec le sol par rapport à un groupe contrôle (Lin et al. 2011). Les activités majorées enregistrées pour le groupe de sujets asymptomatiques pourraient ici illustrer la capacité de ces participants à réaliser des corrections après la réception, afin de stabiliser l'appui. Cette capacité pourrait donc être altérée dans la population ICC.

Même si le muscle long fibulaire est à notre connaissance le muscle le plus altéré en présence d'une ICC, d'autres muscles peuvent être impliqués. En effet, l'étude des co-contractions musculaires a révélé que l'intensité des co-contractions entre le long fibulaire et le tibial antérieur peuvent être diminuées lors d'une réception de saut, ce qui influence forcément négativement la stabilité du complexe articulaire de la cheville. Par ailleurs d'autres auteurs ont montré que les sujets présentant une instabilité de cheville développent des activités inappropriées pour le muscle soléaire, fléchisseur plantaire. En effet, dans une étude visant à étudier les corrections réalisées par les personnes se plaignant d'une ICC après une stimulation électrique en avant et sous la malléole à 20% du seuil de douleur, il a été montré que l'activité du soléaire était moins inhibée dans le groupe ICC (Santos et al. 2008). Ce défaut d'inhibition peut favoriser le maintien, ou l'apparition d'une flexion plantaire du pied et ainsi augmenter le risque d'inversion

III.3.2.2. *Timing d'activations musculaires*

a. *Protocoles expérimentaux sans perturbation externe*

Comme dans le cas des altérations en termes d'intensité musculaire, le principal muscle montrant des anomalies en termes de timing d'activation est le long fibulaire (Raugust 2009). Celui-ci, principal éverseur de la cheville, est activé en retard chez les instables chroniques de cheville comparé à une population saine lors de gestes de la vie quotidienne, tel un passage d'un simple au double appui (Van Deun et al. 2007). Des délais d'activation anormaux sont également démontrés lors d'activités sportives, telle une réception après un saut unipodal (Delahunt 2006) ou après un bloc au volley-ball (Suda et al. 2009). Ces auteurs ont en effet montré que le long fibulaire s'activait trop tardivement pour les individus ICC, ce qui pourrait témoigner d'un défaut dans l'élaboration de stratégie anticipatoire visant à protéger la cheville de l'inversion. Ce délai a également été étudié au cours d'un changement rapide de direction, et dans cette situation, aucun défaut d'activation n'a été mis en avant pour le fibulaire, le tibial antérieur et le gastrocnémien latéral (Suda & Sacco 2011). L'absence de phase d'envol dans cette étude, nécessitant des contractions anticipatoires, peut expliquer pourquoi aucune différence n'a pu être mise en exergue en comparaison de participants asymptomatiques. Il a par ailleurs été montré que les personnes se plaignant d'une ICC stimulent davantage leur long fibulaire après la pose du talon pendant la marche, où l'inversion est plus marquée, mais cette activité n'est pas statistiquement majorée avant la pose du talon, ce qui peut dans ce cas encore, témoigner d'un défaut d'anticipation (Delahunt et al. 2006).

b. *Protocoles expérimentaux avec perturbation externe*

De nombreuses études se sont appuyées sur des dispositifs permettant une perturbation au niveau de la cheville des sujets, avec l'aide de trappes induisant une inversion. Ces dispositifs permettent d'étudier le temps de latence musculaire ou le délai électromécanique. La latence musculaire correspond à l'intervalle de temps entre l'ouverture de la trappe et la première réponse musculaire obtenue par électromyographie (Konradsen & Ravn 1990). Quant au délai électromécanique, il s'agit du délai entre l'apparition de l'activité électromyographique et le premier mouvement (Vaes et al. 2002). Ces deux variables permettent d'identifier des délais d'activation musculaire.

Des auteurs ont démontré que lorsqu'une perturbation n'est pas attendue par le sujet, les latences musculaires sont plus importantes que lorsque la perturbation est attendue, elles sont également plus importantes pour la cheville lésée comparée à la cheville saine (Akhbari et al. 2007). C'est pourquoi de nombreux chercheurs ont utilisé des protocoles expérimentaux où le mouvement des trappes ne pouvait être anticipé par le sujet. L'utilisation de ces trappes créant une inclinaison latérale (de 30° à 50°), et induisant une inversion de la cheville des sujets en statique (Benesch et al. 2000), ou dans des conditions dynamiques sur une piste de marche (Hopkins et al. 2007), indique que le temps de réaction musculaire des éverseurs de la cheville

est significativement plus important pour la cheville lésée en comparaison de leur cheville non lésée (Javed et al. 1999; Urgüden et al. 2010). Il en est de même lors de la comparaison avec un groupe de sujets sains (Konradsen & Ravn 1990; Löfvenberg & Kärrholm 1995; Eechaute et al. 2009; Urgüden et al. 2010; Karlsson & Andreasson 1992). Ce délai d'activation, lors de contraintes en inversion pendant la marche, est augmenté significativement pour les chevilles instables en comparaison avec la cheville saine, et/ou avec un groupe contrôle (Hopkins et al. 2009), et ce, même si pendant la marche, l'inversion maximale de la cheville est atteinte plus tardivement et le fibulaire activé plus rapidement que lors de conditions statiques, avec la même perturbation de 30° (Hopkins et al. 2007). Le temps de réaction n'est cependant pas toujours différent entre les deux membres inférieurs des sujets instables (Löfvenberg & Kärrholm 1995; Ebig et al. 1997; Konradsen et al. 1998), ou entre le membre lésé et ceux de sujets sains (Sefton et al. 2009; Fernandes et al. 2000), ce qui pourrait témoigner du fait que l'instabilité chronique de la cheville ne trouve pas toujours son origine dans une défaillance des activations ou activités musculaires. De plus, ce délai d'activation des fibulaires suite à une perturbation latérale de 30° induisant une inversion est plus long pour les sujets instables fonctionnels que pour les sujets instables mécaniques (Rosenbaum et al. 2000). Ceci illustre le fait que les déficits au sein de la population d'instables chroniques de cheville ne peuvent pas être dus qu'à des facteurs mécaniques telle la laxité ligamentaire et ce même si les sujets présentant une instabilité peuvent également activer trop tardivement le long fibulaire (Karlsson & Andreasson 1992). Dans cette étude, l'utilisation du « taping » permet de diminuer ce temps de réaction. L'action directe, mécanique, du « taping » peut être à l'origine de cette amélioration, mais on peut supposer que cette contention élastique influence également la proprioception de la cheville, de manière plus moins directe, en stimulant les récepteurs cutanés.

L'implication du système proprioceptif dans l'augmentation de ces délais d'activations musculaires peut être discutée, puisque lors de l'inclinaison de la trappe, les récepteurs proprioceptifs pourraient ne pas informer le système nerveux central que la cheville est trop en inversion, et que les muscles fibulaires devraient être activés. Dans une situation de blocage anesthésique de la capsule articulaire et des ligaments de la cheville réalisée sur des sujets asymptomatiques, le temps de réaction des fibulaires reste inchangé (Konradsen et al. 1993). Lors de l'inversion forcée induite par les trappes, l'augmentation des latences musculaires pour les populations présentant une instabilité de cheville ne pourrait donc pas être attribuée à l'altération de la fonction des mécanorécepteurs ligamentaires. Cependant, l'implication des organes tendineux de Golgi ou encore des fuseaux neuromusculaires n'est pas remise en cause par ce blocage anesthésique. L'augmentation du temps de réaction des fibulaires dans cette étude pourrait témoigner d'une déficience proprioceptive, impliquant les signaux afférents d'origine musculaire. Un dispositif utilisant une stimulation du nerf commun des fibulaires afin d'étudier le délai de réponse des muscles éverseurs a également permis de noter que les sujets présentant une ICC augmentent ce délai, en appui bipodal et unipodal, en comparaison d'un

groupe de sujets asymptomatiques (Mora et al. 2003). Cette étude permet également de suggérer que le signal afférent induit par la stimulation électrique pourrait être altéré, et expliquer le délai d'activation.

III.3.3. Evaluation de la proprioception

La proprioception a été initialement identifiée par Charles Bell. Dès 1826, il met en évidence l'existence d'un circuit nerveux liant le cerveau aux muscles. Ce circuit informe non seulement le muscle du message nerveux issu du cerveau, mais aussi le cortex des conditions d'activation du muscle (Bell 1826). Une distinction peut être faite entre le ressenti de la position d'une articulation, et le ressenti d'un mouvement (vitesse, accélération) de cette articulation : cette distinction permet de définir la proprioception et la kinesthésie, respectivement. Toutefois, certaines personnes considèrent que la kinesthésie n'est qu'une composante de la proprioception, et que la proprioception comprend donc à la fois le ressenti de la position, mais également de la dynamique du mouvement (Han et al. 2015). Dans ce manuscrit, cette deuxième théorie est prise en considération en admettant que les informations afférentes peuvent à la fois être issues de récepteurs articulaires comme les récepteurs capsulaires de Ruffini et Pacini, mais également tendineux et musculaires avec les organes tendineux de Golgi ou les fuseaux neuromusculaires, par exemple.

La déficience proprioceptive a souvent été considérée comme l'une des causes prédominantes de l'ICC (Freeman 1965; Hertel 2000). La qualité des signaux proprioceptifs peut être mesurée par des situations de détection de mouvement, de repositionnement ou encore de reproduction de force.

Les situations de détection de mouvement permettent de caractériser la capacité qu'ont les participants à repérer un mouvement passif de la cheville, et ce, sans afférence visuelle. Les sujets présentant une instabilité fonctionnelle ne montrent pas de différence significative dans la détection d'inversion et d'éversion de la cheville en comparant leur cheville saine et leur cheville lésée (Hubbard & Kaminski 2002; De Noronha & Refshauge 2007; Docherty 2006). Il en est de même lors de la comparaison entre la cheville lésée et les chevilles issues d'un groupe contrôle (De Noronha & Refshauge 2007). En revanche, la détection de flexion dorsale et de flexion plantaire semblent déficitaires chez les sujets se plaignant d'une ICC en comparaison avec des chevilles asymptomatiques (Garn & Newton 1988; Forkin et al. 1996).

La tâche de repositionnement de la cheville de façon active (Active Joint Position Sense) ou passive (Passive Joint Position Sense) consiste à reproduire un angle cible activement ou passivement, sur ergomètre isocinétique ou sur un appareil spécifique (Figure 19, Figure 20), après un positionnement initial passif. On note que, quelle que soit la population, des erreurs plus importantes sont provoquées lorsque que la position cible doit être atteinte activement (Bernier & Perrin 1998; Boyle & Negus 1998; Gross 1987).

Une anesthésie locale de la cheville et du pied entraîne une augmentation significative des erreurs pendant les tests de repositionnement passif (Konradsen et al. 1993), ce qui illustre

l'importante implication des mécanorécepteurs ligamentaires et de la capsule articulaire dans ce test. Suite à un programme de renforcement augmentant significativement la force, l'erreur lors d'un test de repositionnement actif diminue significativement (Docherty et al. 1998). Le renforcement musculaire est donc susceptible d'augmenter la sensibilité des récepteurs proprioceptifs en condition active.

Même si des différences entre des individus présentant une ICC et des sujets asymptomatiques n'ont pas toujours été démontrées (Gross 1987; Arnold & Docherty 2006; Willems et al. 2002), en utilisant des protocoles mesurant la capacité à reproduire un angle, le repositionnement actif et/ou passif peut parfois être significativement moins efficace pour la cheville lésée. Cette différence peut être mise en évidence en comparaison de la cheville saine ou de chevilles de sujets asymptomatiques, et ce, en inversion, en éversion, en flexion plantaire ainsi qu'en flexion dorsale (Halasi et al. 2005; Konradsen et al. 1998; Boyle & Negus 1998; Kim et al. 2014; Yokoyama et al. 2008; Witchalls et al. 2014). De plus, ces différences significatives entre la cheville saine et la cheville lésée peuvent être compensées par un entraînement proprioceptif (Lee & Lin 2008) et/ou isocinétique (Sekir et al. 2007).



Figure 19. Mesure de la proprioception par repositionnement articulaire (« Joint Position Sense ») pour des participants ICC. Ici, en position assise sur un appareil spécifique, dans Yokoyama et al. 2008

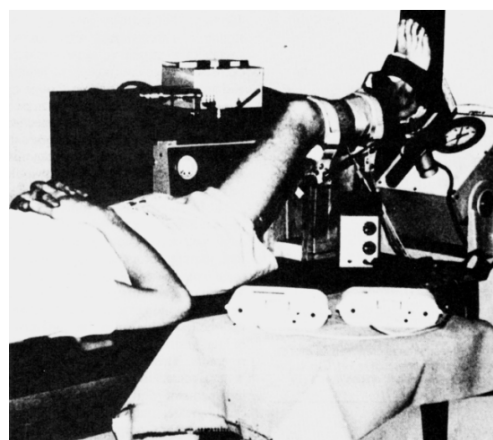


Figure 20. Mesure de la proprioception par repositionnement articulaire (« Joint Position Sense ») pour des participants ICC. Ici, grâce à un ergomètre isocinétique Cybex II®, dans Gross, 1987

Les situations de reproduction de force permettent de quantifier la capacité des individus à reproduire une force cible, préalablement obtenu avec le membre ipsilatéral, et de quantifier leurs éventuelles erreurs de jugement lors de cette reproduction. Plus la force à produire est importante, plus l'erreur est importante en éversion (Docherty & Arnold 2008). Une corrélation forte a été mise en évidence entre le degré d'instabilité et l'erreur au test, ainsi qu'entre la fréquence des épisodes de « giving way » et l'erreur au test (Arnold & Docherty 2006). De plus, les sujets instables ont une moins bonne capacité à reproduire une force que des sujets sains en éversion (Docherty 2006; Docherty & Arnold 2008; Kim et al. 2014), en flexion plantaire, dorsale ainsi qu'en inversion (Kim et al. 2014).

La proprioception est donc impliquée dans l'ICC, et son altération peut être mise en évidence, que ce soit par l'intermédiaire de situations spécifiques, ou encore par des altérations d'activités électromyographiques. Des activités électromyographiques résultent la force musculaire qui est une autre composante importante intervenant dans la stabilité du complexe articulaire de la cheville.

III.3.4. Evaluation de la force musculaire

La stabilité du complexe de la cheville est entre autres, fonction de la force musculaire maximale développée par les groupes musculaires périarticulaires de la cheville. C'est pourquoi de nombreux auteurs se sont intéressés à la force maximale des personnes se plaignant d'une ICC, concernant les 4 groupes musculaires que sont les fléchisseurs plantaires, les fléchisseurs dorsaux, les éverseurs, ainsi que les inverseurs, et ce, dans les modes de contraction excentrique et concentrique. Plusieurs théories se sont succédé pour expliquer la stabilité du complexe pied/cheville grâce à la force, essentiellement sur l'axe médio-latéral et celles-ci peuvent permettre l'obtention d'informations importantes dans la compréhension de l'ICC. L'une d'entre elles consiste à incriminer les éverseurs de la cheville (Bonnin 1950) qui ne seraient pas assez forts pour résister à une inversion traumatique dans le cas d'une contraction excentrique, ou ne seraient pas assez forts pour contrer une inversion traumatique, par l'intermédiaire d'une contraction concentrique. C'est pourquoi des auteurs ont suggéré que la faiblesse des fibulaires est la cause principale de l'ICC (Bosien et al. 1955). Un élément pouvant appuyer cette théorie est que des déficits de force de ce groupe musculaire est présente après une entorse aiguë, et que cette faiblesse est maintenue à court, moyen et long terme (Konradsen et al. 1998; Perron et al. 2014). Une autre théorie consiste à supposer que les inverseurs ne seraient pas assez forts en excentrique pour résister à une éversion (Hertel 2002), et influenceraient donc négativement la stabilité médio-latérale du complexe pied/cheville. Cette théorie s'appuie également sur le fait que la faiblesse des inverseurs a déjà été notée après une entorse aigue (Wilkerson et al. 1997). Pour répondre à ces théories, de nombreux auteurs ont tenté de mettre en place des protocoles de recherche, principalement en utilisant des ergomètres isocinétiques. Certains auteurs ont également étudié les fléchisseurs dorsaux et plantaires pour noter leur implication éventuelle dans l'instabilité du complexe articulaire de la cheville.

Même si ces deux théories ont parfois pu être vérifiées par des auteurs, il semble difficile d'obtenir un consensus quant à la capacité de force des personnes se plaignant d'une ICC, en raison de résultats divers et variés, parfois même contradictoires. (Tableau 10). De plus, il est important de préciser que ces auteurs ont utilisé divers matériels afin de réaliser ces évaluations, ce qui peut être à l'origine des divergences constatées entre les résultats des études.

Tableau 10. Synthèse concernant les évaluations musculaires des ICC. CC = mode de contraction concentrique, EXC = mode de contraction excentrique. En gras, les études ayant mis en avant des différences significatives entre ICC et participants asymptomatiques

Auteurs	Muscles testés et mode de contraction	Vitesses testées en °.s⁻¹	Résultats
Pontaga 2004	Inverseurs CC Everseurs CC	30, 60, 90, 120	Inverseurs plus faibles à 30 en CC Everseurs plus faibles à 60, 90,120 en CC
Sekir et al. 2007	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	120	Inverseurs CC plus faibles
Hartsell & Spaulding 1999	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	60, 120, 180, 240	Différences significatives pour tous les tests = pics plus faibles pour ICC
Fox et al. 2008	Everseurs en EXC Inverseurs en EXC Fléchisseurs Dorsaux en EXC Fléchisseurs Plantaires en EXC	90	Flexion Plantaire = pic plus faible pour ICC
Tropp 1986	Fléchisseurs Dorsaux Everseurs	30 et 120	Faiblesse des éverseurs
Ryan 1994	Everseurs en CC Inverseurs en CC	30	Pas de différence significative pour Everseurs Inverseurs significativement plus faibles
Yildiz et al. 2003	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	120°/sec	Pic EXC des éverseurs plus faible pour ICC
Willems et al. 2002	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	30 et 120°/sec	Faiblesse des Everseurs en EXC et CC à 30 et seulement en EXC à 120
Porter & Kaminski 2002	Fléchisseurs Dorsaux en CC Everseurs en CC	à 120 et 240	Pas de différence significative
Lentell et al. 1990, 1995	Everseurs CC	isométrique, 30, 90, 150, 210	Pas de différence significative
Munn et al. 2003	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	60 et 120	Pas de différence significative
McKnight & Armstrong 1997	Fléchisseurs plantaires en CC Fléchisseurs dorsaux en CC Everseurs en CC Inverseurs en CC	30 et 240	Pas de différence significative
Kaminski et al. 1999	Everseurs en EXC et en CC	30, 60, 90, 120, 150, et 180	Pas de différence significative
Bernier et al. 1997	Everseurs en CC et EXC Inverseurs en CC et EXC	90	Pas de différence significative

Des anomalies ont été démontrées par de nombreux auteurs concernant les activités électriques musculaires, la proprioception et la force musculaire. Il est donc intéressant de noter quelles peuvent être les conséquences de ces anomalies sur la motricité globale des personnes se plaignant d'une ICC.

III.4. Répercussions sur la motricité globale

Dans cette partie, diverses activités motrices vont être discutées en rapport avec l'ICC, comme l'équilibre, la marche et la course ainsi que les sauts et leurs réceptions.

III.4.1. L'équilibre

Des déficits concernant l'équilibre peuvent être évalués subjectivement par les sujets, qui jugent leur cheville lésée instable dans 43 à 82% des cas en situation d'équilibre unipodal (Garn & Newton 1988; Forkin et al. 1996). L'examineur peut lui aussi juger subjectivement la stabilité du sujet, grâce à ses compétences expérimentales, et il s'est avéré que les sujets instables de chevilles avaient un équilibre jugé défaillant dans 36 à 53% des cas lors de l'appui sur leur membre lésé (Leumann et al. 2010; Garn & Newton 1988; Forkin et al. 1996). Les sujets instables ont des indices de stabilité plus faibles que les sujets sains, mais l'entraînement à l'équilibre et un travail de coordination peuvent améliorer ces indices (Bernier & Perrin 1998; Rozzi et al. 1999; Akhbari et al. 2007). Les aptitudes des sujets souffrant d'ICC en matière d'équilibre postural ont été étudiées dans des conditions statiques et/ou dynamiques.

III.4.1.1. *Equilibre statique*

L'équilibre statique est une composante motrice qui a souvent été investiguée par les chercheurs focalisés sur la caractérisation de l'ICC. Différentes variables sont utilisées par ceux-ci pour quantifier la capacité de maintenir un équilibre en condition statique : les données relatives au centre de pression, incluant vitesse et longueur de déplacement; les données de pressions plantaires ; les erreurs produites lors des tests ainsi que les données relatives aux stratégies d'équilibration sont répertoriées et synthétisées ci-après. Lorsque les tests d'équilibre statique sont réalisés avec les yeux fermés, l'instabilité augmente, quelle que soit la population (Isakov & Mizrahi 1997; de Vries et al. 2010), mais ces procédures peuvent toutefois permettre de différencier les individus présentant une ICC d'individus asymptomatiques.

a. Centre de pression

Les données relatives au centre de pression, obtenues grâce à des plate-formes de force ou des appareils de mesure posturographique spécifiques, ont fait l'objet de nombreuses recherches à propos de l'ICC. L'équilibre statique peut être quantifié lors de tests en appui bipodal, et dans ces conditions, une majoration de la vitesse de déplacement du centre de pression a été observée comparé à un groupe de sujets asymptomatiques avec les yeux ouverts ou fermés (Hadadi et al. 2011; Groters et al. 2013). Cependant, les recherches sur le centre de pression ont plus souvent

concerné l'équilibre unipodal. Celles-ci ont mis en évidence que, même si ce résultat n'est pas toujours démontré (Baier & Hopf 1998), les personnes se plaignant d'une ICC majorent la vitesse de déplacement du centre de pression lors d'évaluations unipodales avec les yeux ouverts (Hubbard et al. 2007; Hertel & Olmsted-Kramer 2007; Ross et al. 2011; Hadadi et al. 2011; Wikstrom, Fournier, et al. 2010) ou avec les yeux fermés (Hubbard et al. 2007; Ross et al. 2011; Hale et al. 2007). Un dispositif expérimental utilisant la résonance stochastique, qui consiste à stimuler électriquement certaines zones périarticulaires de la cheville afin d'améliorer la détection de signaux sensori-moteurs nécessaires à la stabilité posturale, a permis d'améliorer le contrôle postural des personnes se plaignant d'une ICC, en diminuant significativement la vitesse de déplacement du centre de pression. Ce résultat suggère que l'intégration des signaux sensori-moteurs peut être déficiente pour les individus se plaignant d'une ICC. Cette déficience est également illustrée par le fait que ces patients majorent les déplacements du centre de pression pendant des tests d'équilibre unipodal avec les yeux ouverts et fermés en comparaison de sujets sains (Hubbard et al. 2007; Sefton et al. 2009; Lee et al. 2006; McKeon & Hertel 2008; Wikstrom, Fournier, et al. 2010) ou en comparaison de leur cheville saine (Hale et al. 2007; Lee et al. 2006). L'implication des signaux sensori-moteurs dans le déficit de contrôle postural statique est également appuyée par le fait qu'un entraînement proprioceptif (Lee & Lin 2008) ou une stimulation proprioceptive cutanée intégrée à des chaussures (Michell et al. 2006) permet de diminuer la dispersion du centre de pression.

b. Pressions plantaires

L'étude des zones de pression lors de tests d'équilibre permet de noter si les personnes se plaignant d'une ICC produisent des appuis qui pourraient éventuellement augmenter le risque de blessure. Une étude a permis de révéler que les participants souffrant d'une ICC ont tendance à produire des appuis sur les zones antéro-latérales du pied, alors que les participants asymptomatiques s'appuient sur les zones postéro-médiales (Pope et al. 2011). Cette information pourrait témoigner d'une supination du pied majorée pendant l'appui, ce qui pourrait favoriser la récurrence d'entorse, étant donné que le mécanisme de cette blessure est composé d'un excès d'inversion (Puffer 2001) qui est un mouvement composé d'une supination.

c. Erreurs produites

D'autres données quantifiables lors des tests d'équilibre statique en position unipodale sont les erreurs produites : jambe controlatérale qui touche le sol, pied ipsilatéral qui se soulève, balancement des bras, oscillation du tronc. Les sujets présentant une instabilité de cheville réalisent significativement plus d'erreurs que les sujets sains (Ross et al. 2011; McKeon & Hertel 2008; de Vries et al. 2010; Sekir et al. 2007; Hiller et al. 2011). De plus, le nombre d'erreurs peut être diminué après un entraînement isocinétique (Sekir et al. 2007), ce qui

pourrait également impliquer une défaillance musculaire dans l'altération de l'équilibre statique pour les sujets présentant une instabilité de cheville.

d. Stratégies d'équilibration

Pour maintenir un équilibre postural, 2 stratégies sont principalement utilisées : la stratégie dite de hanche, et la stratégie dite de cheville (Nashner & McCollum 2010). La stratégie de hanche consiste à considérer le corps comme un double pendule inversé à 2 segments, avec des mouvements opposés de la cheville et de la hanche (Runge et al. 1999). Quant à la stratégie de cheville, elle consiste à considérer le corps comme un simple pendule inversé à un seul segment, et repositionne le centre de masse par la production d'un couple uniquement au niveau de la cheville (Runge et al. 1999). Les sujets instables utilisent principalement des stratégies de hanche par rapport aux sujets sains (Pintsaar et al. 1996) mais cette stratégie peut être modifiée, puisqu'un entraînement de coordination et d'équilibre permet de majorer l'utilisation de stratégies de cheville (Pintsaar et al. 1996). La plus faible utilisation des stratégies de cheville pourrait illustrer le fait que les personnes se plaignant d'une ICC ont des difficultés à produire des couples articulaires suffisants pour maintenir l'équilibre unipodal, ce qui pourrait donc suggérer un déficit de force au niveau de la cheville.

L'équilibre statique est donc altéré chez les personnes se plaignant d'une ICC, et d'autres procédures ont été mises en place par les chercheurs afin de noter si ce contrôle postural peut également être défaillant dans des conditions dynamiques.

III.4.1.2. Equilibre dynamique

L'équilibre peut également être quantifié dans des conditions dynamiques, avec parfois, l'utilisation de plateformes mobiles créant des oscillations médio-latérales ou antéro-postérieures ou par l'intermédiaire d'un test spécifique appelé le Star Excursion Balance Test (SEBT).

L'utilisation de plateformes mobiles a permis de montrer que les sujets instables produisent des déplacements du centre de pression plus importants que les sujets sains (Ryan 1994; Hiller et al. 2011), et cette instabilité est plus importante lorsque l'inclinaison de la plateforme provoque une inversion de la cheville (Ryan 1994). Cependant l'étude de Bernier (Bernier et al. 1997) n'a montré aucune différence entre les sujets sains et instables avec ce type de plate-forme, mais le nombre de sujet inclus était probablement trop faible, selon les auteurs.

Le SEBT, qui consiste à atteindre la plus longue distance en appui unipodal grâce au pied controlatéral, mesuré au mètre ruban dans 8 directions d'une étoile matérialisée au sol par des bandes adhésives, est un test d'équilibre qui permet de quantifier le contrôle postural dynamique du participant (Figure 21). Ce test est une procédure validée pour détecter les blessures localisées du membre inférieur (Plisky et al. 2006) et pour discriminer les personnes se plaignant d'une ICC de participants asymptomatiques (Olmsted et al. 2002). C'est pourquoi de nombreux auteurs se sont intéressés à ce test dans cette population. Ainsi, il a été démontré que

lors d'appui sur la cheville saine des sujets instables pour réaliser le test, les distances atteintes sont significativement plus importantes que lors d'appui sur la cheville lésée (Olmsted et al. 2002; Gribble et al. 2004; Hale et al. 2007; Hubbard et al. 2007; Hoch et al. 2011) essentiellement dans les composantes latérales de l'étoile. De plus, les distances atteintes par les sujets instables sont plus faibles que celles atteintes par les sujets sains (Olmsted et al. 2002; Plante & Wikstrom 2013; Hoch et al. 2012, Gribble et al., 2004, uniquement dans la direction postérieure), mais ce résultat n'a pas toujours été confirmé (Hale et al. 2007; Sefton et al. 2009, dans les directions médiale, antéro-médiale et postéro-médiale). L'utilisation du « taping » au niveau de la cheville ne permettrait pas d'augmenter les distances atteintes (Delahunt et al. 2010). Ce résultat sous-entend que les plus faibles distances atteintes par les participants se plaignant d'une ICC lors du SEBT ne trouvent pas leur origine dans des facteurs mécaniques, compensés par le « taping ». Ce test nécessitant de l'équilibre, de la force, de la coordination, de la flexibilité et de la proprioception (Plisky et al. 2009), tout déficit postural dynamique illustré par les résultats énoncés précédemment est probablement influencé par une altération d'une des composantes précédentes.



Figure 21. Mesure au mètre ruban des distances atteintes lors du Star Excursion Balance Test, dans Peres et al. 2014.

III.4.2. La marche et la course

La locomotion de personnes se plaignant d'une ICC a déjà fait l'objet de nombreuses études. Différentes informations ont ainsi pu être recueillies par les chercheurs, comme les paramètres cinématiques, les paramètres dynamiques et enfin d'autres variables diverses tels les paramètres spatio-temporels de la marche.

a. Paramètres cinématiques

L'inversion de la cheville, c'est-à-dire lorsque la plante du pied est orientée médialement, est la combinaison d'une flexion plantaire, d'une adduction de l'articulation sous-talienne et d'une supination de l'articulation transverse du tarse (Hicks 1956). Des auteurs se sont donc intéressés à ce mouvement lors de la marche, en quantifiant les angles articulaires à différents instants du cycle de marche.

Il a pu être démontré que les patients avec une ICC, lors de la pose du talon qui est l'évènement initial d'un cycle de marche, réalisent une inversion de la cheville alors que la cheville de sujets asymptomatiques se trouve en éversion à cet instant (3° vs -5°), et cette différence est maintenue de 100 ms avant la pose du talon à 200 ms après la pose du talon (Monaghan et al. 2006). Ce résultat a également été mis en exergue 50 ms avant la pose du talon, à la pose du talon, et 50 ms après la pose du talon (Delahunt et al. 2006), ou encore sur l'ensemble du cycle de marche (Drewes et al. 2009). De plus, les sujets instables, mécaniques et fonctionnels, réalisent des déplacements plus importants dans le plan frontal que les sujets sains, au cours du cycle de marche (Brown et al. 2008). Cette inversion plus marquée à la pose du talon, ou la plus grande amplitude développée par les ICC dans ce mouvement semble être un facteur favorisant la réapparition de la blessure (Tropp 2002). En effet, il a été montré au cours d'une étude réalisant des simulations sur des cadavres qu'une augmentation de l'inversion lors du contact avec le sol risquerait de forcer la réalisation d'une flexion plantaire de 40° , d'une inversion de 40° et d'une rotation interne de 30° , favorisant ainsi le mécanisme d'entorse collatérale latérale (Konradsen & Voigt 2002).

D'autres auteurs ont quantifié les angles articulaires des mouvements composant l'inversion. Une adduction plus importante à l'appui et une supination plus importante en simple appui pour des sujets présentant une ICC en comparaison de sujets sains (Nawata et al. 2005) ont été identifiées pour caractériser la cinématique articulaire de la cheville lors de l'appui. De plus, les sujets instables produisent une flexion dorsale plus faible ou une flexion plantaire plus importante que les sujets sains lors de l'appui (Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009; Spaulding et al. 2003; Caputo et al. 2009; Chinn et al. 2013) et en phase oscillante (Delahunt et al. 2006). La flexion plantaire étant un mouvement inclus dans le mécanisme d'entorse (Puffer 2001), il est aisé de supposer que cette modification cinématique du schéma de marche des personnes se plaignant d'une ICC puisse entraîner une majoration du risque d'entorse. Cette majoration du risque d'entorse illustrée par l'augmentation de l'inversion et/ou de ses composantes peut

également être induite à la course, puisque la majoration de ce mouvement traumatique a également été démontrée (Lin et al. 2011; Chinn et al. 2013; Drewes, McKeon, Kerrigan, et al. 2009)

b. Paramètres dynamiques

Les paramètres dynamiques, essentiellement mesurés par des plateformes de force, ont également été étudiés pour caractériser l'ICC lors de la marche. L'inversion étant le mouvement impliqué dans les entorses collatérales latérales et/ou dans les épisodes d'instabilité, des auteurs ont étudié le moment éverseur entraîné par l'utilisation d'une semelle relevant le bord externe du pied des participants de l'étude lors de la marche. Cette élévation entraîne une augmentation du moment éverseur, pour les sujets sains comme pour les sujets instables, mais le moment produit par ces derniers est significativement plus faible. Ceci peut laisser supposer que les personnes se plaignant d'une ICC aurait une moins bonne capacité à réaliser un moment éverseur, servant à protéger la cheville lors de l'inversion (Kakihana et al. 2005). Par ailleurs, d'autres études ont mis en lumière le fait que ces patients augmentent la charge sur leur cheville instable, par l'intermédiaire de la quantification des forces de réaction du sol. Celles-ci sont en effet plus importantes pour les personnes avec une ICC lors de l'appui que pour des sujets asymptomatiques (Caputo et al. 2009; Wikstrom, Bishop, et al. 2010; Spaulding et al. 2003). Cette augmentation de la charge sur la cheville lésée peut augmenter le risque de blessure au niveau de cette dernière. Cependant, d'autres auteurs ont mis en évidence une stratégie de marche pour personnes ICC, qui consiste à diminuer l'application de la force d'appui sur le sol, grâce à la réduction des forces de réaction du sol du côté lésé et à diminuer les pressions plantaires au niveau du talon et des orteils, tout en retardant le 1^{er} pic de force verticale (Nyska et al. 2003). Cette adaptation permettrait de diminuer le transfert de poids sur la cheville lésée, et ainsi la protéger d'une possible récurrence de blessure.

c. Autres paramètres

D'autres paramètres peuvent être évalués lors de l'analyse de la marche. Les pressions plantaires ont fait l'objet de plusieurs études, et celles-ci révèlent que les personnes présentant une instabilité fonctionnelle ont tendance à marcher sur le bord latéral du talon en comparaison de leur cheville saine (Becker et al. 1997). L'étude des pressions plantaires a également révélé que les forces d'appui sont augmentées sur la partie antéro-latérale du pied pour des instables chroniques en comparaison de sujets sains (Nyska et al. 2003). Ces appuis réalisés sur les parties latérales du pied pourraient également favoriser l'apparition de l'inversion. Cette idée est également appuyée par le fait que ces sujets majorent les déplacements médio-latéraux du centre de pression pendant la phase d'appui précédent le décolllement des orteils, en comparaison de sujets sains (Hass et al. 2010). De plus, une augmentation de la durée d'appui a déjà été constatée (Nyska et al. 2003; Spaulding et al. 2003), ce qui pourrait aussi favoriser le risque de

blessure par l'augmentation de la mise en charge. Toutefois, une récente étude a également permis de noter que les patients se plaignant d'une ICC sont également en mesure de se protéger du risque de blessure en diminuant cette durée d'appui globale, ainsi que la durée de simple appui (Gigi et al. 2015)

Les informations issues de la littérature scientifique concernant la marche des personnes se plaignant d'une ICC ont essentiellement mis en lumière des éléments pouvant favoriser la réapparition du mécanisme d'entorse et/ou d'instabilité latérale. Cependant, il semblerait que ces patients puissent également réaliser des adaptations qui conduiraient à une protection de leur cheville.

III.4.3. Les sauts et leurs réceptions

Les sauts et leur réception sont des situations souvent étudiées pour caractériser l'ICC en raison des importantes contraintes pouvant être appliquées et des amplitudes articulaires pouvant être développées dans ces situations.

a. Paramètres cinématiques

Dans des situations de saut, des patterns cinématiques proches de ceux observés lors de la marche apparaissent. En effet, lors de la réception d'un saut en contrebas les sujets instables réalisent une inversion majorée avant le contact avec le sol (Delahunt 2006; Lin et al. 2011) et une flexion dorsale inférieure aux données obtenues dans le groupe contrôle (Delahunt 2006). Lors d'une étude réalisée dans le but de comparer des individus présentant une instabilité fonctionnelle, une instabilité mécanique et aucune instabilité au niveau de la cheville, des différences intergroupes ont été identifiées lors de la réalisation d'un saut (« stop jump manœuvrer »). Les instables fonctionnels ont en effet réalisé une amplitude d'inversion/éversion plus importante que les participants asymptomatiques (Brown et al. 2009). Ce résultat a également été mis en évidence pour les individus présentant une instabilité mécanique lors d'un drop jump ou lors d'un « stop jump manœuvrer » (Brown et al. 2008). Même si des différences peuvent être identifiées entre les instables mécaniques et les instables fonctionnels, l'ensemble des individus présentant une ICC mettent en avant des altérations cinématiques dans le plan frontal, ce qui peut augmenter le risque d'instabilité latérale.

En ce qui concerne la cinématique des autres articulations du membre inférieur, les sujets présentant une instabilité développent de plus faibles amplitudes articulaires de hanche et de genou que les sujets sains, pour se stabiliser après un saut latéral. Dans le cas d'un saut vers l'avant, l'amplitude de hanche est plus importante en flexion et en rotation, et l'amplitude de genou est majorée en flexion et en abduction par rapport à un groupe de sujets sains (Brown et al. 2012). De plus, lors d'un saut en contrebas, les individus présentant une ICC produisent une flexion de genou plus importante que les sujets sains (Gribble & Robinson 2009). Une augmentation de flexion de genou provoque une augmentation de flexion dorsale de cheville qui

pourrait expliquer une stratégie protectrice par rapport à l'entorse de cheville, dont le mécanisme lésionnel est composé d'une flexion plantaire et d'une inversion (Balduini & Tetzlaff 1982; Puffer 2001). De plus, le fait de réaliser une flexion de genou permet de diminuer la mise en charge sur la cheville par un phénomène d'amortissement. Pour étudier ce phénomène, d'autres études se sont focalisées sur les données dynamiques issues de plateformes de force, afin d'étudier par exemple les forces de réaction du sol.

b. Paramètres dynamiques

Comme à la marche, les réactions du sol sont des éléments caractéristiques pour déterminer les différences entre les sujets sains et les sujets se plaignant d'une ICC. Les forces de réaction du sol dans la direction antéro-postérieure sont plus amples pour les instables mécaniques par rapport aux sujets présentant une instabilité fonctionnelle (Brown et al. 2009), et la flexion dorsale est également plus importante (Brown et al. 2008). Le ligament talo-fibulaire a pour but de limiter les mouvements antéro-postérieurs ; une lésion de celui-ci indique une instabilité mécanique, ce qui peut expliquer les différences cinématiques dans le plan sagittal entre ces deux populations. Les lésions anatomiques pourraient donc également être à l'origine d'altérations des paramètres dynamiques caractérisant l'ICC.

L'amplitude moyenne des forces de réaction verticales et antéro-postérieures sont quantifiées lors d'un atterrissage en simple appui après un saut en contrebas, et celles-ci sont plus importantes pour les participants avec une ICC que les individus asymptomatiques (Caulfield & Garrett 2004; Delahunt 2006). De plus, le premier pic de force est plus important pour les sujets instables lors d'un « Counter Movement Jump » (CMJ), lors d'un saut vertical avec élan (Wu et al. 2010) ou lors d'une reprise d'appui après une course (Dayakidis & Boudolos 2006). Ces données témoignent donc d'une augmentation des contraintes sur la cheville lors de sa mise en charge. Dans une étude visant à quantifier les forces de réaction du sol à la réception d'un saut en contrebas de 40cm, le pic de force de réaction verticale n'est pas différent entre participants ICC et asymptomatiques (Caulfield & Garrett 2004). Toutefois, cette force était majorée pour les participants ICC avant l'apparition du pic, entre 25 et 35 ms après le contact avec le sol. La littérature informe également du fait que ce pic de force est atteint plus tôt à la réception d'un saut pour les sujets instables que pour les sujets sains (Caulfield & Garrett 2004; Delahunt 2006) ou lors d'une reprise d'appui après une course (Dayakidis & Boudolos 2006), et pourrait témoigner d'un moindre contrôle de la cheville lors de l'atterrissage. De plus, ce pic apparaissant plus précocement, le participant pourrait ne pas avoir assez de temps pour mettre en place des mécanismes neuro-musculo-squelettiques visant à stabiliser l'articulation pour résister à cette contrainte mécanique, comme des contractions musculaires des groupes périarticulaires de la cheville.

Il semble important de préciser que l'utilisation d'un stabilisateur de cheville, souple ou semi-rigide, permet de diminuer les forces de réaction verticales (Wikstrom & Arrigenna 2006), qui

permet donc de diminuer la charge sur la cheville, qui peut être une des causes de l'apparition d'entorses.

c. Autres paramètres

Lors d'étude de réceptions de sauts ou de chutes en contrebas, des auteurs ont mis en place une variable témoignant de la capacité des participants à se stabiliser après ce saut. Il a été démontré que le temps nécessaire pour se stabiliser après divers types de sauts est plus important chez les sujets ICC que pour des sujets sains (Ross et al. 2005; Ross & Guskiewicz 2008; Gribble & Robinson 2009). Une valeur de référence a d'ailleurs été établie à 1,58ms pour différencier les sujets sains des sujets instables. Au-delà de cette valeur, le sujet peut alors être classé parmi les sujets ICC (Ross & Guskiewicz 2008). Les altérations cinématiques et dynamiques précédemment énoncées peuvent être à l'origine de la difficulté qu'éprouvent les personnes se plaignant d'une ICC à se stabiliser rapidement.

III.4.4. Les parcours fonctionnels

Pour qualifier l'impact fonctionnel de l'ICC, certains auteurs ont mis en place différents parcours et ateliers visant à démontrer des anomalies fonctionnelles pour cette population. Ces différents parcours et ateliers sont illustrés dans les tableaux ci-après et leur validité est présentée (Tableau 11, Tableau 12).

Certains de ces parcours ont permis de mettre en évidence des différences significatives entre des participants se plaignant d'une ICC et des participants asymptomatiques, ce qui témoigne donc de déficits fonctionnels pour cette population pathologique (Caffrey et al. 2009; Sekir et al. 2007). Toutefois, il est difficile d'obtenir un consensus concernant ce type de parcours, puisque d'autres auteurs n'ont pu mettre en évidence de déficits pour les participants ICC comparés à un groupe de sujets sains (Docherty & Arnold 2005; Demeritt & Shultz 2002; Buchanan et al. 2008; Caffrey et al. 2009; De Noronha & Refshauge 2007). Le niveau sportif des participants est très important pour réussir ce type d'exercice, et celui-ci est rarement précisé au sein des études.

Tableau 11. Parcours fonctionnels montrant une différence entre ICC et sujets sains (CTRL = sujets sains, FI = instabilité fonctionnelle, GW = « giving way »)



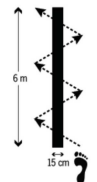
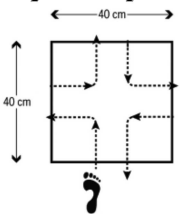
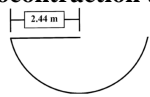
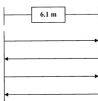
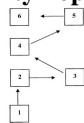
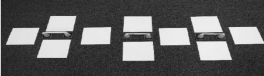
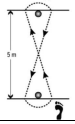
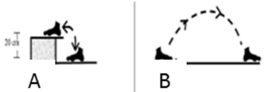
Dispositif	Consignes	Auteurs	Informations diverses
<p>Single limb hopping test</p> 	<p>A cloche-pied :</p> <p>8 zones : 4 plates, une avec une descente de 15°, une avec une montée de 15°, et 2 avec une inclinaison latérale de 15°</p> <p>Réaliser un bond par zone, aussi vite que possible</p>	<p>(Sekir et al. 2008; Sekir et al. 2007)</p>	<p>Haute fiabilité (Sekir, 2008)</p> <p>Perception subjective de l'instabilité (Buchanan et al. 2008):</p> <ul style="list-style-type: none"> - CTRL : 0% - FI : 50% <p>Amélioration avec isocinétisme (Sekir et al. 2007)</p>
<p>Side hop test</p> 	<p>A cloche-pied, réaliser 10 répétitions par-dessus les 2 bandes, aussi vite que possible</p>	<p>(Caffrey et al. 2009)</p>	<p>(différence avec instable subjectif sans sensation de GW+CTRL+meilleure différence inter-membre des FI)</p> <p>Relation positive avec l'indice de FI (questionnaire de 6 points) (Docherty & Arnold 2005)</p>
<p>6-meter crossover hop test</p> 	<p>A cloche-pied, réaliser le parcours de 6m aussi vite que possible, en réalisant alternativement des bonds de part et d'autre de la bande de 15cm</p>	<p>(Caffrey et al. 2009)</p>	<p>(différence avec instable subjectif sans sensation de GW+CTRL+meilleure différence inter-membre des FI)</p>
<p>Square hop test</p> 	<p>A cloche-pied, réaliser un bond dans chacune des directions illustrées dans le schéma ci-contre</p>	<p>(Caffrey et al. 2009)</p>	<p>(différence avec instable subjectif sans sensation de GW+CTRL+meilleure différence inter-membre des FI)</p>

Tableau 12. Parcours fonctionnels ne montrant pas de différence entre ICC et sujets sains (CTRL = sujets sains, FI = instabilité fonctionnelle)

Dispositif	Consignes	Auteurs	Informations diverses
Cocontraction test 	Tube en caoutchouc de 1.23m (diamètre 2.5cm) accroché à un mur par une boucle en métal, et à la taille du sujet grâce à une ceinture. ½ cercle (rayon 2.44m) tracé au sol. Le sujet doit, en pas chassés, se déplacer derrière la ligne et réaliser 5 trajets de mur à mur aussi vite que possible, sans croiser les pieds	(Demeritt & Shultz 2002)	
Shutter run test 	En courant, parcourir 6 fois la distance entre les 2 bandes (6,1m), le plus rapidement possible	(Demeritt & Shultz 2002)	
Agility hop test 	Réaliser des bonds entre les différentes zones, et se stabiliser dans chacune d'elle	(Demeritt & Shultz 2002)	
Single-limb hurdle test 	Réaliser des bonds d'une surface à l'autre sur les 10 zones. Le participant doit réaliser 2 bonds latéraux et un bond médial	(Buchanan et al. 2008)	Perception subjective de l'instabilité : CTRL 0% FI 45%
Figure-of-Eight hop test 	Réaliser des bonds "en 8" et réaliser le parcours 2 fois, aussi vite que possible, 5m séparent les 2 extrémités du 8	(Docherty & Arnold 2005; Caffrey et al. 2009)	Relation positive avec l'indice de FI (questionnaire de 6 points) (Docherty & Arnold 2005)
A : Up-down test B : Single hop test 	A : en appui unipodal, sauter sur le step (20cm) et retourner au sol. Réaliser 10 répétitions de cette procédure, aussi vite que possible B : Sauter vers l'avant, aussi loin que possible	(Buchanan et al. 2008)	Pas de relation avec l'indice de FI (Docherty & Arnold 2005)
Side hop test	cf tableau précédent	(Docherty & Arnold 2005)	cf tableau précédent
Single limb hopping test	cf tableau précédent	(Buchanan et al. 2008; De Noronha & Refshauge 2007)	cf tableau précédent

IV. PROBLEMATIQUE

Les études scientifiques cherchant à discriminer les ICC utilisent un large éventail de variables biomécaniques, qu'elles soient cinématiques, dynamiques et/ou électrophysiologiques. Selon les études, ces variables permettent parfois d'identifier les personnes ICC mais ne permettent pas réellement de déterminer les mécanismes responsables de cette chronicité. Une clarification des variables discriminantes et la détermination de tests répétables et fiables restent à produire pour faciliter la caractérisation des mécanismes impliqués dans l'instabilité chronique de cheville, et donc permettre une meilleure prise en charge des patients souffrant de cette pathologie.

Les informations issues de la littérature scientifique sont diverses et très riches pour comprendre au mieux les mécanismes impliqués dans la pathologie. Toutefois, l'inclusion des patients dans les études précédemment évoquées est réalisée sur des critères subjectifs, avec l'utilisation des questionnaires d'auto-évaluation subjective de l'instabilité, ou encore par l'historique du patient, prenant en compte le nombre d'entorse et de « giving-way ». Cette inclusion peut présenter certaines limites puisqu'elle ne se base que sur la confiance que l'on peut porter aux propos du patient et à ses souvenirs. La caractérisation de cette pathologie, et des mécanismes impliqués dans celle-ci est donc initialement réalisée en fonction de critères subjectifs. Toutefois, cette caractérisation semble insuffisante pour assoir les connaissances physiopathologiques de l'ICC, et l'utilisation de critères objectifs, quantifiables, pour définir cette pathologie est donc à mettre en place afin de la caractériser scientifiquement.

La biomécanique ou encore la physiologie sont des domaines scientifiques permettant de mettre en lumière certains éléments objectifs, et c'est pourquoi ils ont été utilisés pour caractériser l'ICC. Il paraît donc important de se demander comment peut-on, grâce aux outils de mesure dont dispose un service de Médecine Physique et Réadaptation (MPR), objectiver la dimension subjective de cette pathologie ? Pour répondre à ce questionnement, il est important d'essayer de mettre en place des mesures qui permettent au clinicien et/ou au patient, de mieux connaître les mécanismes, et éventuelles stratégies qui peuvent caractériser l'ICC.

L'objectif de ce travail de thèse de doctorat réside dans la caractérisation des mécanismes neuro-musculo-squelettiques impliqués dans l'ICC par l'intermédiaire de variables biomécaniques, et dans l'analyse de l'impact fonctionnel de ces mécanismes. C'est pourquoi des mesures variées ont été mises en place dans un protocole de recherche visant à objectiver la caractérisation de cette pathologie.

L'hypothèse principale que l'on pourrait formuler est que l'ensemble des dispositifs expérimentaux mis en place dans ce travail mettent en lumière des mécanismes permettant de discriminer les personnes se plaignant d'une ICC et les individus asymptomatiques, au cours de diverses tâches. Ces mécanismes pourraient témoigner d'une mise en danger de la cheville par augmentation du risque de blessure ou d'instabilité, comme cela a pu être montré lors de la marche, avec l'augmentation de l'inversion (Monaghan et al. 2006). Au contraire, on pourrait

supposer que les individus atteints d'une ICC peuvent réaliser des adaptations, résultant en une protection de la cheville en réalisant des reprogrammations locomotrices par exemple. Cette hypothèse résulte de l'analyse des mécanismes mis en place par des individus ayant une déficience localisée au niveau du ligament croisé antérieur du genou, qui informent de la capacité de ces sujets à augmenter l'activité des muscles ischios-jambiers afin de limiter la translation antérieure du tibia, et ainsi protéger le genou (Andriacchi 1990; Kalund et al. 1990). Le même type de mécanisme de protection pourrait donc être mis en évidence dans cette étude portant sur une autre pathologie traumatique, l'ICC.

Chaque sous-étude tentera donc d'inscrire ses résultats en fonction des hypothèses exposées précédemment.

Le but de la première étude présentée dans ce manuscrit est de caractériser l'impact de l'ICC sur la locomotion des personnes qui souffrent de cette pathologie, grâce à une analyse cinématique et spatio-temporelle de la marche et ce, en tentant de mettre en avant la déficience proprioceptive évoquée dans la littérature, grâce à un protocole de marche avec les yeux fermés. La seconde étude de ce document a pour objectif d'identifier l'altération du contrôle postural constatée par certains auteurs. Pour ce faire, une méthode de mesure novatrice, qui permet d'obtenir de plus amples informations sur la stratégie mise en place par les personnes se plaignant d'une ICC lors d'un test d'équilibre dynamique, le Star Excursion Balance Test a été évaluée. La troisième étude de ce document s'inscrit dans la volonté de mettre en place une nouvelle mesure des capacités proprioceptives des individus atteints d'ICC, par l'intermédiaire d'une procédure de repositionnement articulaire spécifiquement pensée pour être réalisée dans un laboratoire d'analyse du mouvement. Le sous-objectif de cette troisième étude est de noter quel mouvement du complexe pied/cheville, parmi l'inversion, l'éversion ou la flexion plantaire, peut être influencé par l'ICC dans une procédure de reproduction d'angle articulaire. Enfin, l'objectif de la dernière étude présentée dans ce travail de thèse de doctorat est de vérifier que les individus ayant une ICC présentent réellement des altérations en termes de force musculaire, au niveau des quatre groupes musculaires périarticulaires de la cheville, évaluée grâce à un ergomètre isocinétique. Une augmentation du risque de blessure par diminution de la stabilité de l'articulation en raison de déficits musculaires, à la fois en mode concentrique et en mode excentrique, pourrait donc être mise en évidence.

Préalablement à la présentation de ces différentes études, le matériel du service de MPR et les méthodes d'inclusion de participants, de mesure et de calcul, utilisés dans les différents protocoles afin de caractériser les individus se plaignant d'une ICC, sont exposés dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 2 :
MATERIEL ET METHODES

I. POPULATION

La population étudiée est divisée en 2 groupes : les sujets devant faire-face à une ICC d'une part, et les sujets asymptomatiques, sains, d'autre part.

I.1. Critères d'inclusion

I.1.1. Sujets sains

Pour être inclus dans le groupe « sujets sains », nommé groupe contrôle, le sujet doit répondre aux critères suivants :

- Obtenir un score de 100% pour l'échelle concernant les activités de la vie quotidienne du « Foot and Ankle Ability Measure » (FAAM),
- Obtenir un score de 95.5% ou plus pour l'échelle « Sport » du FAAM (Carcia et al. 2008),
- Ne jamais ressentir une sensation de dérobement, précédemment décrite comme un épisode de « giving way ».

I.1.2. Sujets Instables Chroniques de la Cheville

Pour être inclus dans le groupe « instabilité chronique de la cheville », il faut répondre aux critères suivants :

- Présenter un antécédent d'au moins une entorse de cheville,
- Ressentir une insécurité du pas, traduite par une sensation de dérobement, précédemment décrite comme un épisode de « giving way »,
- Faire état d'une fréquence de ces épisodes au moins 2 fois par an.

I.2. Critères d'exclusion

Bien que certains sujets puissent satisfaire aux critères d'inclusion, sont exclus de l'étude les individus :

- se plaignant de douleurs localisées au niveau du complexe pied/cheville,
- présentant un épanchement,
- présentant une entorse du ligament collatéral latéral datant de moins de 4 mois,
- évoquant des antécédents ostéo-articulaires du membre inférieur datant de moins de 6 mois,
- ayant bénéficié d'une intervention chirurgicale du membre inférieur,
- atteints de neuropathies périphériques.

I.3. Constitution des groupes

Différents groupes sont constitués pour l'ensemble du protocole expérimental décrit dans la suite de ce document. Les premiers sont constitués de personnes se plaignant d'une Instabilité

Chronique de la Cheville (groupe ICC) et de sujets asymptomatiques (groupe CTRL). Le nombre de sujets inclus dans chaque étude est présenté dans le Tableau 13. Les données anthropométriques de ces sujets, et les diverses informations concernant le genre ou encore le pied dominant par exemple sont spécifiquement renseignées dans chacune des études.

Tableau 13. Nombre de sujets inclus dans chaque étude pour le groupe ICC et le groupe CTRL

	Groupe ICC	Groupe CTRL
Etude 1	20 participants	20 participants
Etude 2	17 participants	17 participants
Etude 3	20 participants	20 participants
Etude 4	19 participants	19 participants

II. DEROULEMENT DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Les participants souffrant d'une ICC unilatérale sont inclus dans l'étude à la suite d'une Hospitalisation de Jour réalisée au Service de Médecine Physique et Réadaptation Fonctionnelle et Unité de Médecine du Sport du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer.

Les participants du groupe CTRL sont inclus dans l'étude après avoir réalisé un examen clinique durant lequel il est vérifié qu'ils ne souffrent d'aucune ICC et d'aucun autre critère d'exclusion énoncé précédemment. L'examen clinique est brièvement décrit ci-après.

II.1. Examen clinique

Les participants inclus dans l'étude sont examinés par un Médecin du Sport. Lors de cet examen, les données anthropométriques du participant sont recueillies. De plus, l'historique médical du participant est établi, afin d'obtenir des précisions sur l'instabilité dont il souffre dans le cas du groupe ICC, et afin de vérifier que les participants du groupe CTRL ne souffrent d'aucune instabilité. Le nombre de "giving way" annuel est ainsi recueilli ainsi que le nombre total d'entorses dont a souffert le participant. Lors de l'examen clinique, le médecin examine les chevilles du participant pour évaluer les différentes amplitudes articulaires et noter d'éventuelles différences inter-membres. Enfin, le médecin demande au participant de remplir un questionnaire d'auto-évaluation subjective relatif à la perception de l'instabilité de la cheville et du pied. Ce questionnaire, validé en Français (Borloz et al. 2011), est le FAAM pour la composante concernant les activités de la vie quotidienne, et le FAAM Sports pour la composante concernant les activités physiques et sportives (Carcia et al. 2008). L'ensemble des données concernant l'examen clinique de chaque participant et les réponses au questionnaire d'auto-évaluation subjective de l'instabilité est recueilli dans un formulaire individualisé.

II.2. Acquisition de données

Après avoir profité d'un examen clinique approfondi, les sujets inclus dans l'étude profitent d'une évaluation cinématique et dynamique au laboratoire d'analyse du mouvement. Lors de cette évaluation, différents tests sont mis en place afin d'évaluer les activités locomotrices, avec notamment une analyse de la marche, l'équilibre dynamique, avec le Star Excursion Balance Test, et la proprioception, avec un test de repositionnement. Dans la deuxième partie du protocole de mesures visant à caractériser les chevilles des participants inclus dans l'étude, une évaluation des couples articulaires maximaux est réalisée à l'aide d'un ergomètre isocinétique. Lors de cette évaluation, les mesures concernent les flexions plantaire et dorsale de la cheville, ainsi que l'inversion et l'éversion. Les protocoles d'évaluation ainsi que les variables analysées sont précisés dans le Chapitre 3 de ce manuscrit.

L'ensemble de ces évaluations nécessite l'utilisation de matériels spécifiques dont la description technique fait l'objet de la partie suivante de ce document.

III. MATERIEL

III.1. Système tridimensionnel de capture de mouvements

Le système de capture de mouvements 3D du Laboratoire d'Analyse du Mouvement du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, utilisé pour réaliser l'acquisition des données cinématiques, est un système VICON® (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), muni de 8 caméras CCD MX T40, avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz pour une définition de 2352 x 1728 pixels (Figure 22).



Figure 22. Caméra Vicon CCD MX T40 utilisée pour l'acquisition de données cinématiques

Les marqueurs passifs, utilisés avec ce système, sont recouverts de scotch-light. Ce matériau a pour propriété de renvoyer les rayons infra-rouges incidents issus des éclairages lenticulaires placés autour des objectifs, dans la même direction, mais en sens opposé. Les éclairages lenticulaires infra-rouges optimisent ainsi les propriétés du scotch-light recouvrant les marqueurs.

Deux étapes, dynamique puis statique, sont nécessaires au calibrage du système VICON®. Le calibrage dynamique consiste à déplacer l'équerre munie de 5 marqueurs, à la géométrie préalablement identifiée, dans l'ensemble du volume de mesure afin de déterminer la position des caméras les unes par rapport aux autres et les éventuelles distorsions des lentilles. Le calibrage statique, réalisé à l'aide de la même équerre positionnée par exemple dans le coin d'une plateforme de force a pour objet de définir le repère orthonormé attaché au laboratoire et de déterminer la position des caméras et des plateformes de force par rapport à ce repère. Le logiciel NEXUS® est utilisé pour déterminer les coordonnées tridimensionnelles des marqueurs, les labelliser et corriger les éventuelles déviations et/ou discontinuités de leurs trajectoires.

III.2. Plateformes de force

Quatre plateformes de force BP 400-600-1000 intégrées au sol, fabriquées par AMTI®, sont utilisées (Figure 23). Ces plateformes sont composées de 4 cellules de mesure de haute précision comportant chacune 8 jauges de déformation, montées en pont de Wheastone en vue de délivrer les 3 composantes de la force de réaction mesurée (F_x , F_y , F_z) et les 3 composantes du moment résultant par rapport au centre géométrique de la plateforme (M_x , M_y et M_z). Ces 6 signaux de sortie sont amplifiés et conditionnés par un amplificateur/conditionneur MSA-6. La plateforme est calibrée en usine. Les matrices de calibration et de sensibilité sont fournies dans le manuel d'utilisation propre à chaque plateforme.



Figure 23. Plateforme de force AMTI, intégrée au sol

Les caractéristiques techniques des plateformes du laboratoire sont les suivantes :

- capacité : 4448 N (Fz), 2224 N (Fx et Fy), 666 Nm (Mz), 1332 Nm (Mx), 892 Nm (My)
- sensibilité : 3.268 $\mu\text{V}/[\text{V}\cdot\text{Nm}]$ (Mz), 1.364 $\mu\text{V}/[\text{V}\cdot\text{Nm}]$ (Mx), 1.776 $\mu\text{V}/[\text{V}\cdot\text{Nm}]$ (My)
- fréquence de résonance Fz : 370 Hz ; Fx, Fy : 280 Hz
- tension d'excitation : 10 V (2,5 V et 5 V sélectionnable sur le MSA-6)
- hystérésis Fx, Fy, Fz: ± 0.2 % pleine échelle de sortie
- non-linéarité Fx, Fy, Fz: ± 0.2 % pleine échelle de sortie
- dimensions : l=400 mm x L=600 mm x h=82,5 mm (+ 2,54 cm rails de montage au sol)
- masse : 32 kg + rails de montage au sol BP400600MR

III.3. Ergomètre isocinétique

Les mesures de couple articulaire maximal sont réalisées sur un ergomètre isocinétique de la marque Con-Trex®, à l'aide d'un module multi-articulaire MJ (Figure 24). Les différentes caractéristiques techniques sont les suivantes :

- Fréquence d'échantillonnage : 256 Hz
- Pic de couple maximal autorisé : 720 Nm
- Vitesse angulaire maximale : 500°/s
- Vitesse angulaire minimale : 0,1°/s
- Précision : 3,6 Nm

Pour effectuer des mesures sur la cheville, un adaptateur spécifique à cette articulation est nécessaire (Figure 25).



Figure 24. Ergomètre isocinétique Con-Trex® et module MJ



Figure 25. Adaptateur de cheville du module MJ de la machine Con-Trex®

IV. METHODES D'ANALYSE CINEMATIQUE

L'approche biomécanique en analyse du mouvement s'appuie sur une modélisation géométrique du corps humain. Celle-ci permet de considérer le corps humain comme un système polyarticulé, constitué de segments rigides, connectés les uns aux autres par des articulations. La géométrie segmentaire et articulaire de chaque individu inclus dans le protocole a été prise en considération, grâce au placement de marqueurs rétro-réfléchissants sur des repères anatomiques précis et connus. À partir de ces repères, des matrices de rotations sont générées. Celles-ci, par l'intermédiaire des séquences d'Euler, permettent d'obtenir les angles articulaires suivant pour partie les recommandations de l'International Society of Biomechanics (Wu 2002). La description de cette méthode de calcul cinématique fait l'objet des sous-parties suivantes.

IV.1. Placement des marqueurs rétro-réfléchissants

Le placement des marqueurs passifs est identique pour l'ensemble des tests réalisés au sein du Laboratoire d'Analyse du Mouvement du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer. Le positionnement des 30 marqueurs passifs est décrit dans le Tableau 14 et illustré par la Figure 26. Les marqueurs placés à droite comportent des nombres impairs alors que les marqueurs placés à gauche comportent des nombres pairs.

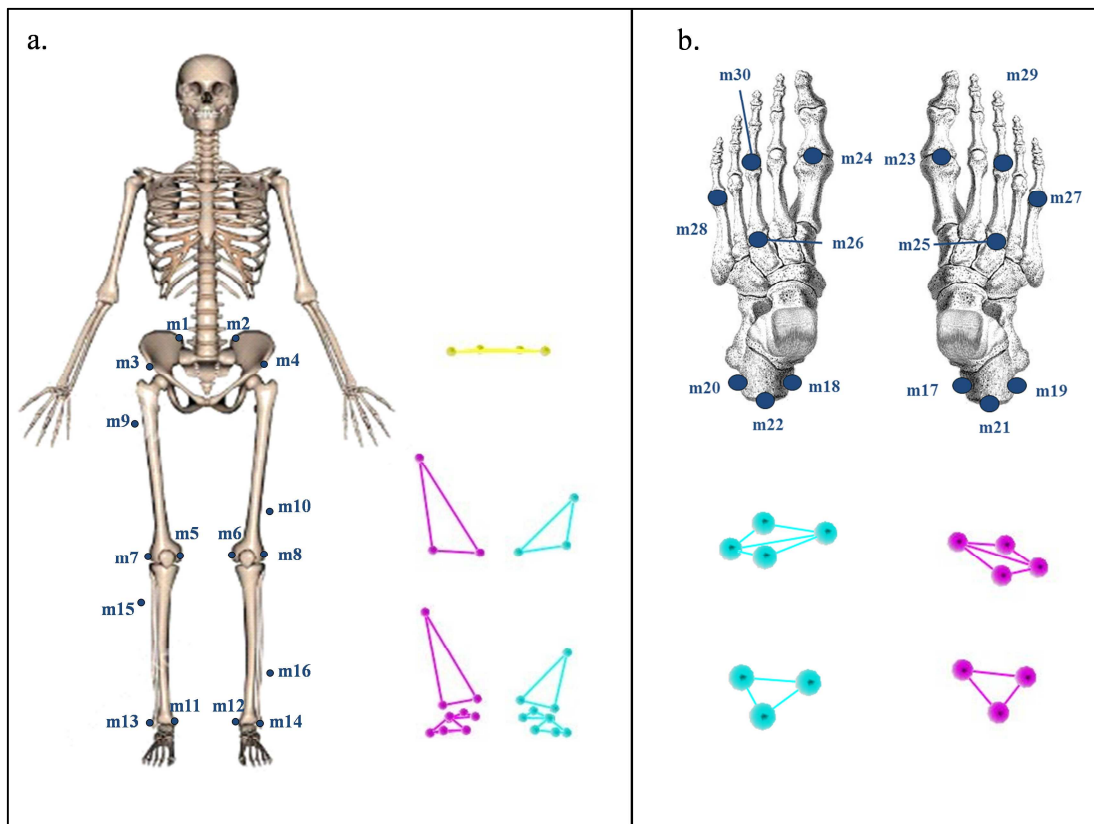


Figure 26. Placement des marqueurs et leur visualisation dans le logiciel Nexus®
a. Placement des marqueurs sur les membres inférieurs
b. Placement des marqueurs sur le pied

Tableau 14. Descriptif du placement des marqueurs utilisés pour l'étude

Marqueurs		Positionnement	Description
Droite	Gauche		
m1	m2	Aile iliaque antérosupérieure	Placé directement sur l'épine iliaque antérosupérieure
m3	m4	Aile iliaque postérosupérieure	Placé directement sur l'épine iliaque postérosupérieure
m5	m6	Genou médial	Placé sur l'épicondyle médial du genou
m7	m8	Genou latéral	Placé sur l'épicondyle latéral du genou
m9	m10	Rotateur de cuisse	Placé sur la face latérale de la cuisse Il doit être aligné entre le grand trochanter et le marqueur m7 (ou m8)
m11	m12	Malléole médiale	Placé sur la malléole médiale de la cheville
m13	m14	Malléole latérale	Placé sur la malléole latérale de la cheville
m15	m16	Rotateur de jambe	Placé sur la face latérale de la jambe Il doit être aligné entre le marqueur m13 (ou m14) et le marqueur m7 (ou m8)
m17	m18	Face médiale du calcaneus	Placé au-dessus du processus médial de la tubérosité du calcaneus. Placé sur un axe rejoignant le marqueur m19 (ou m20), parallèlement au sol
m19	m20	Face latérale du calcaneus	Placé au-dessus du processus latéral de la tubérosité du calcaneus un axe rejoignant le marqueur m17 (ou m18), parallèlement au sol
m21	m22	Face postérieure du calcaneus	Placé sur la tubérosité postérieure du calcaneus
m23	m24	Métatarse	Placé sur la tête de l'os métatarsien 1
m25	m26	Cunéiforme latéral	Placé sur la base de l'os métatarsien 3
m27	m28	Métatarse	Placé sur la tête de l'os métatarsien 5
m29	m30	Métatarse	Placé sur la face latérale de la tête de l'os métatarsien 3

IV.2. Définition du modèle segmentaire

L'estimation des centres articulaires et la construction des repères segmentaires sont nécessaires à l'étude de la cinématique articulaire.

IV.2.1. Estimation des centres articulaires

Pour réaliser une analyse tridimensionnelle d'un mouvement par l'intermédiaire d'un système d'analyse tel que celui utilisé dans ce travail de thèse, une estimation des centres articulaires est nécessaire afin de connaître les extrémités distales et proximales de chacun des segments étudiés. L'estimation de ces centres articulaires peut se réaliser par l'intermédiaire de 2 méthodes, l'une d'elle consistant à utiliser les marqueurs rétro-réfléchissants externes, et l'autre basée sur une estimation fonctionnelle de l'articulation par « sphere fitting ». Le détail de l'estimation des centres articulaires pour chacun des segments étudiés est précisé ci-après.

- La hanche :

La position du centre articulaire de la hanche droite et de la hanche gauche est estimée par la méthode du « sphere fitting » (Gamage & Lasenby 2002). Cette méthode consiste en la réalisation de dix mouvements de flexion et d'extension, d'adduction et d'abduction ainsi que de circumduction de la hanche. Les marqueurs rétro-réfléchissants placés sur le segment distal, ici la cuisse, vont ainsi décrire des sphères concentriques, qui permettront de calculer le positionnement moyen de la hanche. Les marqueurs utilisés pour ce calcul sont les marqueurs m5, m7 et m9 et les marqueurs m6, m8 et m10, respectivement pour la hanche droite et la hanche gauche.

L'équation suivante (Eq. 1) permet de déterminer le centre fonctionnel « m » de la hanche :

$$Am = b$$

$$A = 2 \sum_{p=1}^P \left[\left\{ \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N v_k^p (v_k^p)^T \right\} - \overline{v_p} (\overline{v_p})^T \right] \text{ et } b = \sum_{p=1}^P \left[\overline{(v^p)^3} - \overline{v^p} \overline{(v^p)^2} \right] \quad (\text{Eq. 1})$$

Avec m : coordonnées du centre moyen des sphères concentriques, et A et b étant définis par les équations ci-dessus,

N : nombre total d'instant traités et T : la transposée du vecteur considéré.

et v_k^p : le vecteur position du $p^{\text{ème}}$ marqueur au $k^{\text{ème}}$ instant dans le repère local du bassin.

Après avoir déterminé les centres articulaires des deux hanches dans le repère local du bassin, l'équation suivante (Eq. 2) est utilisée afin d'exprimer le centre de rotation fonctionnel dans le repère du laboratoire, $(CR_{|R_{labo}}(t))$, à chaque instant t au cours des expérimentations :

$$CR_{|R_{labo}}(t) = T_{Local}^{Labo}(t) \times CR_{|R_{local}} \quad (\text{Eq. 2})$$

Avec :

$CR_{R_{local}}$ le centre de rotation dans le repère local et

$$T_{Local}^{Labo}(t) = \begin{matrix} X_{labo} \\ Y_{labo} \\ Z_{labo} \\ O \end{matrix} \begin{bmatrix} X_{local} & Y_{local} & Z_{local} & OO_{local}(t) \\ & [R_{Local}^{Labo}(t)] & & xO_{local}(t) \\ & & & yO_{local}(t) \\ & & & zO_{local}(t) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Avec O : origine du repère du laboratoire, O_{local} : origine du repère local, t : le $t^{\text{ème}}$ instant

$R_{Local}^{Labo}(t)$: matrice de rotation du repère local exprimé dans le repère du laboratoire à l'instant t .

- Le genou

La position du centre articulaire des genoux droit et gauche est estimée par l'intermédiaire des marqueurs épicondyliens du genou (m5 et m7 pour le genou droit, m6 et m8 pour le genou gauche). La position du centre articulaire est considérée comme étant le milieu des 2 marqueurs cités ci-dessus pour chacun des genoux. Il résulte de ce calcul la position des hanches droite (Hanche D) et gauche (Hanche G).

- L'articulation talo-crurale

La position du centre articulaire des articulations talo-crurales droite et gauche est estimée par l'intermédiaire des marqueurs externes placés sur les malléoles latérales et médiales (m11 et m13 pour l'articulation talo-crurale droite, m12 et m14 pour l'articulation talo-crurale gauche). La position du centre articulaire est considérée comme étant le milieu des 2 marqueurs cités ci-dessus pour chacune des articulations talo-crurales.

IV.2.2. Construction des segments et repères associés

Les différents segments corporels sont créés à l'aide de ces marqueurs et des centres articulaires précédemment présentés. Chaque repère est orthogonal et direct et chaque vecteur constituant ce repère est ensuite divisé par sa norme afin d'obtenir un repère orthonormé direct. Afin de simplifier les équations, la division des vecteurs par leur norme n'est pas précisée dans la méthode de construction des différents repères segmentaires explicitée ci-après.

Pour les repères segmentaires de la cuisse et de la jambe, l'axe « Ys » représente l'axe longitudinal du segment ; il représente l'axe vertical pour le bassin, le pied, l'arrière-pied ainsi que pour l'avant-pied. L'axe longitudinal des 4 segments nommés précédemment est représenté par l'axe « Xs ». Les repères locaux associés au bassin, à la cuisse, à la jambe ainsi qu'au pied sont construits en fonction des recommandations de l'International Society of Biomechanics (Wu 2002), avec de faibles modifications décrites dans les figures ci-après. Les différents

segments, ainsi que les repères locaux qui y sont associés, sont décrits de la Figure 27 à la Figure 41, ci-après.

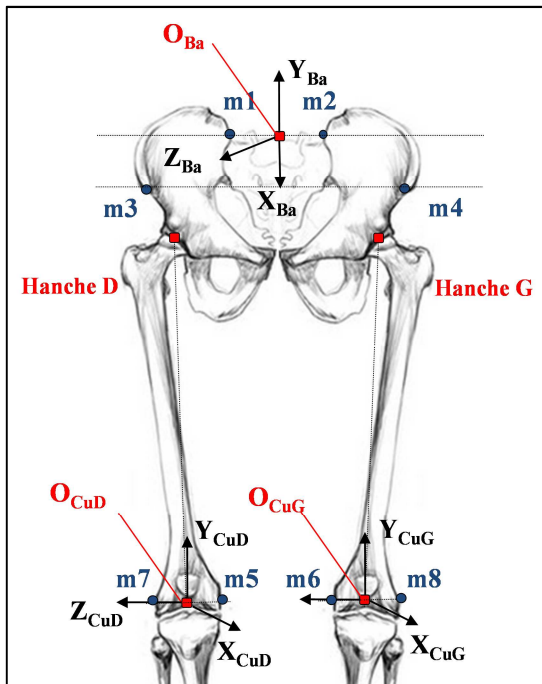


Figure 27. Repères segmentaires locaux associés au bassin, à la cuisse droite et à la cuisse gauche

- Le bassin :

$$O_{Ba} = (m1 + m2)/2$$

$$X_{Ba} = (m3 + m4)/2 - O_{Ba}$$

$$A_{Ba} = m1 - m2$$

$$Y_{Ba} = A_{Ba} \wedge X_{Ba}$$

$$Z_{Ba} = X_{Ba} \wedge Y_{Ba}$$

- La cuisse droite :

Centre articulaire hanche droite =
Hanche D

Centre articulaire genou droit =
 $O_{CuD} = (m5 + m7)/2$

$$Y_{CuD} = \text{Hanche D} - O_{CuD}$$

$$A_{CuD} = m7 - m5$$

$$X_{CuD} = Y_{CuD} \wedge A_{CuD}$$

$$Z_{CuD} = X_{CuD} \wedge Y_{CuD}$$

- La cuisse gauche :

Centre articulaire hanche gauche =
Hanche G

Centre articulaire genou gauche =
 $O_{CuG} = (m6 + m8)/2$

$$Y_{CuG} = \text{Hanche G} - O_{CuG}$$

$$A_{CuG} = m6 - m8$$

$$X_{CuG} = Y_{CuG} \wedge A_{CuG}$$

$$Z_{CuG} = X_{CuG} \wedge Y_{CuG}$$

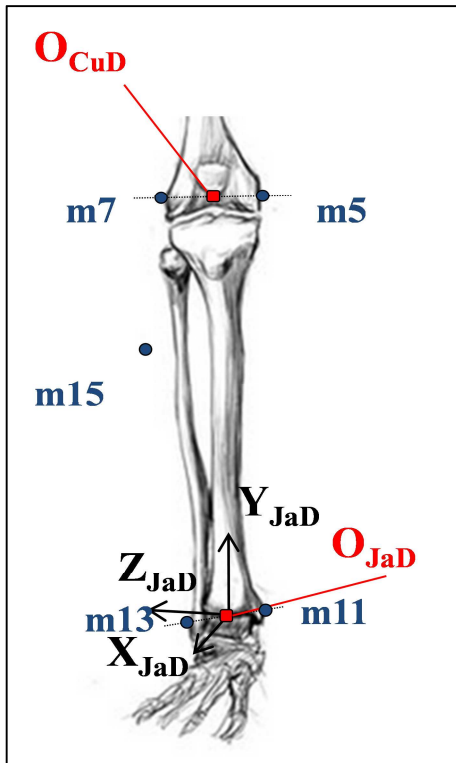


Figure 28. Repère segmentaire local associé à la jambe droite

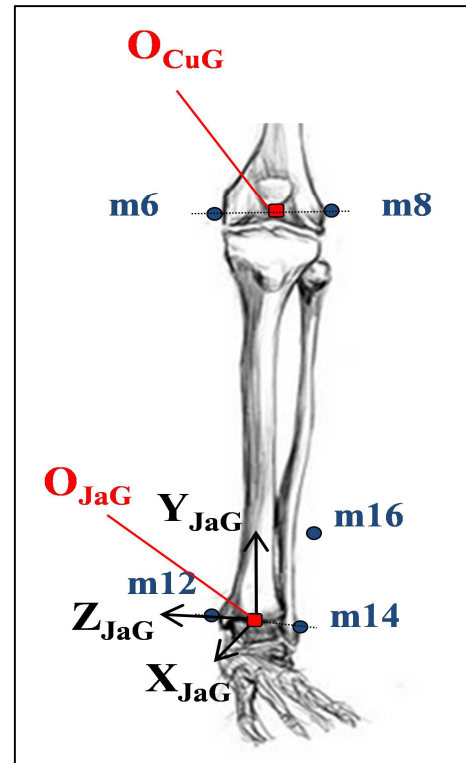


Figure 29. Repère segmentaire local associé à la jambe gauche

- La jambe droite

Centre articulaire talo-crurale droite :

$$O_{JaD} = (m13 + m11)/2$$

$$Y_{JaD} = O_{CuD} - O_{JaD}$$

$$A_{JaD} = m13 - m11$$

$$X_{JaD} = Y_{JaD} \wedge A_{JaD}$$

$$Z_{JaD} = X_{JaD} \wedge Y_{JaD}$$

- La jambe gauche

Centre articulaire talo-crurale gauche :

$$O_{JaG} = (m14 + m12)/2$$

$$Y_{JaG} = O_{CuG} - O_{JaG}$$

$$A_{JaG} = m12 - m14$$

$$X_{JaG} = Y_{JaG} \wedge A_{JaG}$$

$$Z_{JaG} = X_{JaG} \wedge Y_{JaG}$$

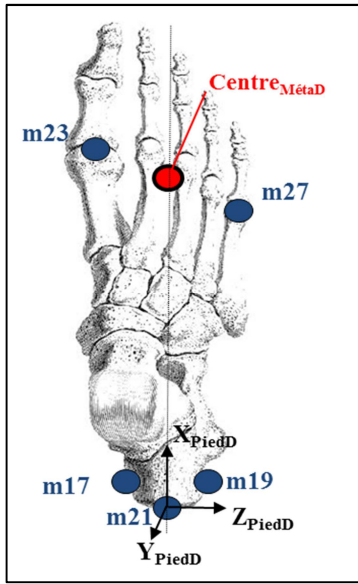


Figure 30. Repère segmentaire local associé au pied droit, en vue supérieure

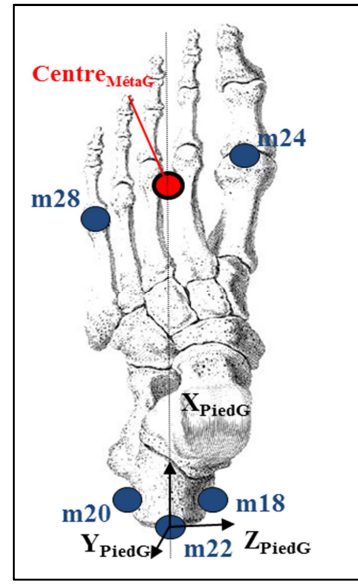


Figure 32. Repère segmentaire local associé au pied gauche, en vue supérieure

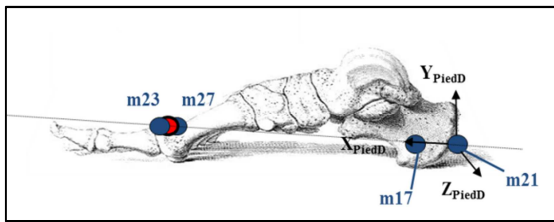


Figure 31. Repère segmentaire local associé au pied droit, en vue médiale

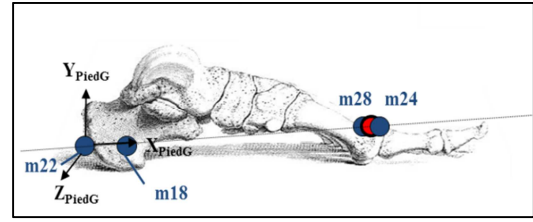


Figure 33. Repère segmentaire local associé au pied gauche, en vue médiale

- Le pied droit

$$\text{Centre}_{\text{MétaD}} = (m23 + m27)/2$$

$$X_{\text{PiedD}} = \text{Centre}_{\text{MétaD}} - m21$$

$$A_{\text{PiedD}} = m27 - m23$$

$$Y_{\text{PiedD}} = A_{\text{PiedD}} \wedge X_{\text{PiedD}}$$

$$Z_{\text{PiedD}} = X_{\text{PiedD}} \wedge Y_{\text{PiedD}}$$

- Le pied gauche

$$\text{Centre}_{\text{MétaG}} = (m24 + m28)/2$$

$$X_{\text{PiedG}} = \text{Centre}_{\text{MétaG}} - m22$$

$$A_{\text{PiedG}} = m24 - m28$$

$$Y_{\text{PiedG}} = A_{\text{PiedG}} \wedge X_{\text{PiedG}}$$

$$Z_{\text{PiedG}} = X_{\text{PiedG}} \wedge Y_{\text{PiedG}}$$

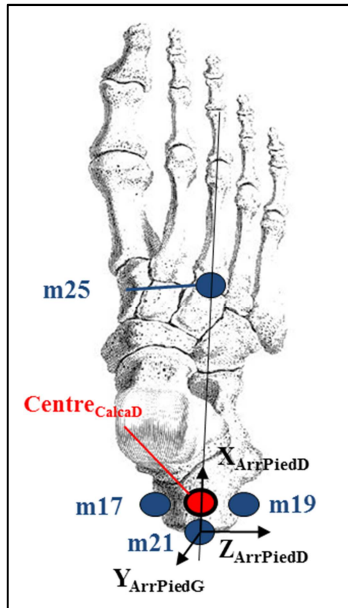


Figure 34. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied droit, en vue supérieure

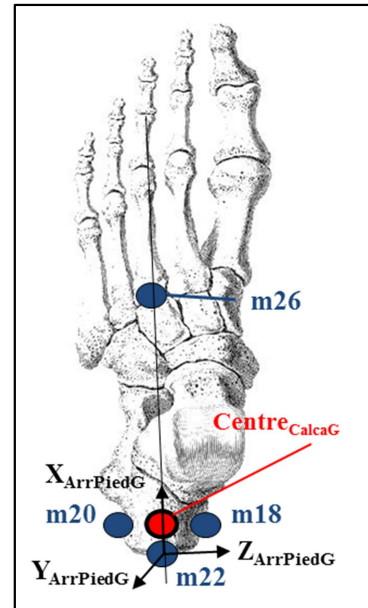


Figure 36. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied gauche, en vue supérieure

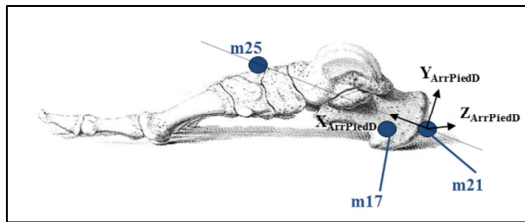


Figure 35. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied droit, en vue médiale

- L'arrière-pied droit

$$\text{Centre}_{\text{CalcaD}} = (m17 + m19) / 2$$

$$X_{\text{ArrPiedD}} = m25 - \text{Centre}_{\text{CalcaD}}$$

$$A_{\text{ArrPiedD}} = m17 - m21$$

$$Y_{\text{ArrPiedD}} = A_{\text{ArrPiedD}} \wedge X_{\text{ArrPiedD}}$$

$$Z_{\text{ArrPiedD}} = X_{\text{ArrPiedD}} \wedge Y_{\text{ArrPiedD}}$$

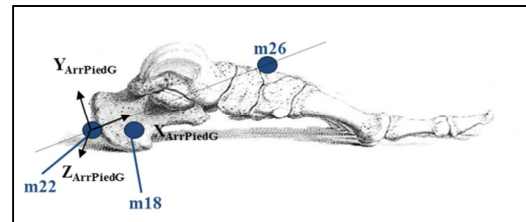


Figure 37. Repère segmentaire local associé à l'arrière-pied gauche, en vue médiale

- L'arrière-pied gauche

$$\text{Centre}_{\text{CalcaG}} = (m18 + m20) / 2$$

$$X_{\text{ArrPiedG}} = m26 - \text{Centre}_{\text{CalcaG}}$$

$$A_{\text{ArrPiedG}} = m22 - m18$$

$$Y_{\text{ArrPiedG}} = A_{\text{ArrPiedG}} \wedge X_{\text{ArrPiedG}}$$

$$Z_{\text{ArrPiedG}} = X_{\text{ArrPiedG}} \wedge Y_{\text{ArrPiedG}}$$

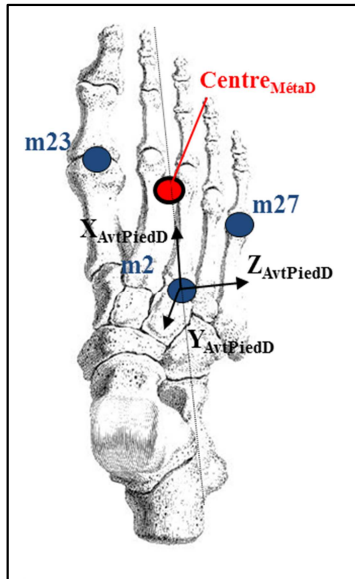


Figure 38. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied droit, en vue supérieure

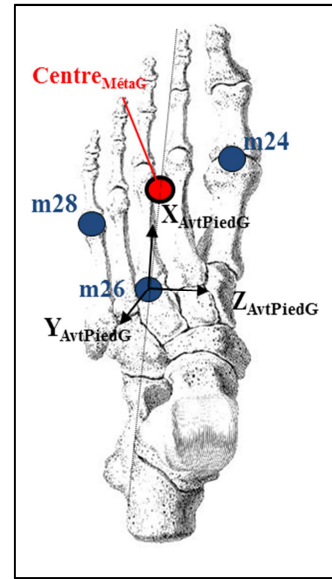


Figure 40. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied gauche, en vue supérieure

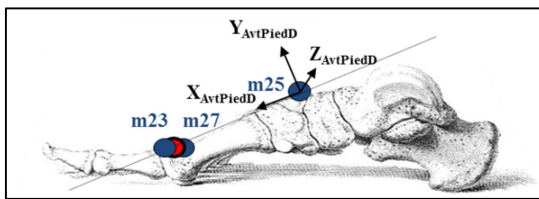


Figure 39. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied droit, en vue médiale

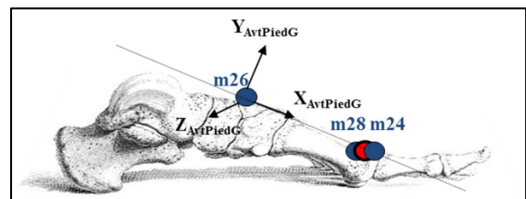


Figure 41. Repère segmentaire local associé à l'avant-pied gauche, en vue médiale

- Avant pied droit :

$$X_{\text{AvtPiedD}} = \text{Centre}_{\text{MétaD}} - m25$$

$$A_{\text{AvtPiedD}} = m27 - m23$$

$$Y_{\text{AvtPiedD}} = A_{\text{AvtPiedD}} \wedge X_{\text{AvtPiedD}}$$

$$Z_{\text{AvtPiedD}} = X_{\text{AvtPiedD}} \wedge Y_{\text{AvtPiedD}}$$

- Avant pied gauche :

$$X_{\text{AvtPiedG}} = \text{Centre}_{\text{MétaG}} - m26$$

$$A_{\text{AvtPiedG}} = m24 - m28$$

$$Y_{\text{AvtPiedG}} = A_{\text{AvtPiedG}} \wedge X_{\text{AvtPiedG}}$$

$$Z_{\text{AvtPiedG}} = X_{\text{AvtPiedG}} \wedge Y_{\text{AvtPiedG}}$$

L'ensemble des repères locaux décrits ci-dessus permettent la création de matrices de rotation qui constituent la base du calcul des angles articulaires présenté dans la partie suivante.

IV.2.3. Calcul des angles articulaires

Les angles articulaires sont les angles relatifs entre deux segments corporels. Les matrices de rotation d'un segment par rapport au repère associé au laboratoire s'exprime à chaque instant « t » sous la forme suivante : $R_{Local}^{Labo}(t)$.

L'équation suivante (Eq. 3) permet le calcul des matrices de rotation entre 2 segments consécutifs S_1 et S_2 :

$${}_{S_2}^{S_1}R = {}_{S_1}^L R^{-1} \times {}_{S_2}^L R \quad (Eq. 3)$$

Les angles de flexion/extension (f/e), d'abduction et d'adduction (ab/ad) et de rotation interne/externe (ri/re) sont calculés par l'intermédiaire de la séquence d'Euler, en prenant en considération la propriété suivante de la composition des matrices de rotation :

$${}_{S_2}^{S_1}R = {}_{f/e}^{S_1}R \times {}_{ab/ad}^{f/e}R \times {}_{S_2}^{ab/ad}R \quad \text{où} \quad {}_{S_2}^{ab/ad}R = {}_{ri/re}^{ab/ad}R$$

En utilisant cette propriété, les séquences de rotation entre 2 segments autour des différents axes anatomiques peuvent être définies de la manière suivante pour l'articulation de la hanche et du genou :

${}_{f/e}^{S_1}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe Z de α rad.

${}_{ad/ab}^{f/e}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe X de β rad.

${}_{ri/re}^{ad/ab}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe Y de γ rad.

Pour les articulations de la cheville, l'articulation sous-talienne et l'articulation du médio-pied, les séquences sont décrites de la façon suivante :

${}_{f/e}^{S_1}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe Z de α rad.

${}_{sup/pro}^{f/e}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe X de β rad.

${}_{ad/ab}^{sup/pro}R$: matrice représentant la rotation autour de l'axe Y de γ rad.

L'équation suivante (Eq. 4) peut alors être développée :

$${}_{S_2}^{S_1}R = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) & -\sin(\alpha) & 0 \\ \sin(\alpha) & \cos(\alpha) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\beta) & -\sin(\beta) \\ 0 & \sin(\beta) & \cos(\beta) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos(\gamma) & 0 & \sin(\gamma) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\gamma) & 0 & \cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (Eq. 4)$$

Soit :

$${}_{S_2}^{S_1}R = \begin{bmatrix} \cos(\alpha) \times \cos(\gamma) - \sin(\alpha) \times \sin(\beta) \times \sin(\gamma) & -\sin(\alpha) \times \cos(\beta) & \cos(\alpha) \times \sin(\gamma) + \sin(\alpha) \times \sin(\beta) \times \cos(\gamma) \\ \sin(\alpha) \times \cos(\gamma) + \cos(\alpha) \times \sin(\beta) \times \sin(\gamma) & \cos(\alpha) \times \cos(\beta) & \sin(\alpha) \times \sin(\gamma) - \cos(\alpha) \times \sin(\beta) \times \cos(\gamma) \\ -\sin(\gamma) \times \cos(\beta) & \sin(\beta) & \cos(\beta) \times \cos(\gamma) \end{bmatrix} \quad (Eq. 5)$$

Les angles α , β et γ sont calculés par l'intermédiaire des éléments simples de la matrice de rotation, issue de l'équation Eq. 5, précédemment énoncée :

$$\alpha = \arctan\left(\frac{-\frac{s_1}{s_2}R_{1,2}}{\frac{s_1}{s_2}R_{2,2}}\right)$$

si et seulement si $\alpha \neq \frac{\pi}{2} \pmod{\pi}$.

L'angle γ est lui calculé de la manière suivante :

$$\gamma = \arctan\left(\frac{-\frac{s_1}{s_2}R_{3,1}}{\frac{s_1}{s_2}R_{3,3}}\right)$$

si et seulement si $\alpha \neq \frac{\pi}{2} \pmod{\pi}$.

Enfin, l'angle β est ainsi calculé :

$$\beta = \arcsin\left(\frac{s_1}{s_2}R_{3,2}\right).$$

Ces équations permettent ainsi de calculer la cinématique des différentes articulations évoquées dans ce chapitre (Chèze 2014).

IV.3. Calcul des variables relatives à l'équilibre postural

Dans le chapitre 3 de ce manuscrit, des variables relatives à l'équilibre postural sont utilisées. Le détail de la méthode d'obtention de celles-ci est présenté ci-après.

IV.3.1. Déplacements du centre de pression

Les plateformes de force permettent d'obtenir la position du point d'application des forces de réaction du sol au cours du temps. Ce point correspond au centre de pression.

- Déplacements médio-latéraux du centre de pression (Eq. 6) :

$$x_{CP} = \sum_{i=1}^{n-1} |x_{i+1} - x_i| \tag{Eq. 6}$$

Avec x : la position du centre de pression sur l'axe médio-latéral, i : l'instant considéré et n : le nombre total d'instant

- Déplacements antéro-postérieurs du centre de pression (Eq. 7) :

$$y_{CP} = \sum_{i=1}^{n-1} |y_{i+1} - y_i| \quad (Eq. 7)$$

Avec y : la position du centre de pression sur l'axe antéro-postérieur, i : l'instant considéré et n : le nombre total d'instant

- Déplacements totaux du centre de pression (Eq. 8) :

$$CP = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (Eq. 8)$$

IV.3.2. Vitesse de déplacement du centre de pression

- Vitesse moyenne médio-latérale (Eq. 9) :

$$\overline{v_x CP} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=2}^{n-1} (|x_{i+1} - x_{i-1}| / 2Te) \quad (Eq. 9)$$

Avec Te = période d'échantillonnage

- Vitesse moyenne antéro-postérieure (Eq. 10) :

$$\overline{v_y CP} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=2}^{n-1} (|y_{i+1} - y_{i-1}| / 2Te) \quad (Eq. 10)$$

Avec Te = période d'échantillonnage

- Moyenne de la vitesse du centre de pression (Eq. 11) :

$$\overline{v CP} = \frac{1}{n-2} \sum_{i=2}^{n-1} \sqrt{v_x CP^2 + v_y CP^2} \quad (Eq. 11)$$

$$\text{Avec } v_x CP = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2Te} \text{ et } v_y CP = \frac{y_{i+1} - y_{i-1}}{2Te}$$

CHAPITRE 3 :

ETUDES

I. ETUDE 1 : ANALYSE DE LA MARCHE

I.1. Introduction

Malgré son aspect automatique, la marche est une activité locomotrice complexe. Cette tâche a fait l'objet de nombreuses recherches dans le domaine de la biomécanique, et plus particulièrement de la biomécanique clinique. En effet, l'étude de la marche par l'intermédiaire de systèmes d'analyse du mouvement, et plus précisément grâce à des caméras optoélectroniques, permet de caractériser des individus atteints de pathologies neurologiques, comme par exemple l'hémiplégie (Bouardham et al. 2013) ou encore de pathologies traumatiques, comme par exemple des lésions du ligament croisé antérieur du genou (Ferber et al. 2003). Bien que les recherches sur l'ICC soient nombreuses, à notre connaissance, les études caractérisant la marche des personnes souffrant de cette pathologie sont, elles, plus rares (Monaghan et al. 2006; Delahunt et al. 2006; Wikstrom, Bishop, et al. 2010; Gigi et al. 2015; Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009). Cependant, il a été montré que la marche est une activité qui peut être à l'origine de la survenue d'entorse latérale (Hertel 2002) et que jusqu'à 62% des personnes souffrant d'une ICC se plaignent d'un sentiment d'instabilité de la cheville lors de cette tâche (Hintermann et al. 2002).

Les caractéristiques dynamiques de la marche de personnes présentant une Instabilité Chronique de la cheville (ICC) ont été étudiées via l'utilisation de plateformes de force. Il a été démontré que lors de la marche, les forces de réaction du sol sont majorées pour les individus se plaignant d'une ICC, tant dans la phase de freinage que dans la phase de propulsion (Wikstrom, Bishop, et al. 2010), ce qui témoigne d'une difficulté à contrôler les activités musculaires des muscles fléchisseurs plantaires et fléchisseurs dorsaux dans cette tâche locomotrice. Ces altérations des forces de réaction du sol suggèrent ici une augmentation des contraintes sur la cheville, pouvant augmenter le risque de blessure, mais ce résultat n'est pas toujours démontré. En effet, l'analyse des pressions plantaires a montré des altérations des appuis podaux des ICC en comparaison d'un groupe contrôle (CTRL) (Nyska et al. 2003), mais cette analyse n'a pas révélé des résultats similaires. En effet, une diminution des forces appliquées sur le talon lors du contact initial et sur les orteils lors de leur décollement a également pu être identifiée. La diminution des forces sur le talon pourrait ici témoigner d'une stratégie visant à protéger la cheville en limitant les contraintes sur le pied pendant sa mise en charge. Cette stratégie de protection peut également être illustrée par l'augmentation de la durée de contact entre le talon et la partie centrale de l'avant-pied, qui témoignerait d'une hésitation à transférer le poids du corps sur l'avant pied (Nyska et al. 2003). Bien que certains résultats semblent témoigner d'une stratégie visant à protéger la cheville, les personnes souffrant d'une ICC présentent également des anomalies de leur schéma de marche pouvant mettre en danger l'articulation et entraîner la survenue

d'épisodes d'instabilité, de GW, voire d'entorses latérales. En effet, l'analyse des pressions plantaires a par exemple révélé une majoration des appuis sur la partie latérale du pied (Nyska et al. 2003; Becker et al. 1997; Nawata et al. 2005). Ceci peut être dû à une faiblesse, en termes de force, des muscles éverseurs, et principalement du long fibulaire. Cette faiblesse résulterait du traumatisme initial et du déficit proprioceptif qui en découle et qui est largement évoqué pour caractériser l'ICC (Freeman 1965; Freeman & Dean 1965; Tropp 2002; Hertel 2002).

L'analyse de la cinématique de la cheville (ou articulation talo-crurale) et des articulations sous-jacentes pendant la marche peut également être une voie de recherche pour caractériser l'ICC. Peu d'études se sont intéressées à la quantification des angles articulaires durant les différentes phases du cycle de marche de sujets présentant une ICC (Delahunt et al. 2006; Monaghan et al. 2006; Chinn et al. 2013; Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009), et la variabilité des méthodes et du matériel utilisés ne permet pas d'obtenir de consensus à propos de la cinématique articulaire mise en œuvre. A notre connaissance, aucune étude n'a essayé de prendre en compte les articulations sous-jacentes à l'articulation talo-crurale pour caractériser l'ICC lors de la marche, alors que le complexe pied / cheville devrait être étudié dans son ensemble. C'est pourquoi, dans cette étude, l'articulation sous-talienne ainsi que celle du médio-pied sont considérées.

L'objectif de cette première étude est donc d'analyser la cinématique articulaire de la cheville, du médio-pied et de l'articulation sous-talienne des individus présentant une ICC, et de comparer ces données avec celles obtenues dans une population constituée de personnes ne souffrant d'aucune instabilité de cheville. L'hypothèse émise est que les membres du groupe ICC vont montrer des altérations cinématiques lors de la marche qui pourraient expliquer la survenue des épisodes d'instabilité latérale et/ou la récurrence des entorses. De plus, ces altérations devraient être majorées lorsque cette tâche locomotrice est réalisée les yeux fermés. En effet, en l'absence d'informations visuelles, l'individu doit essentiellement compter sur les afférences proprioceptives alors qu'un déclin de ces dernières a souvent été montré dans cette population (Freeman 1965; Hertel 2002; Yokoyama et al. 2008). En parallèle, les paramètres spatio-temporels de la marche vont également être calculés et analysés afin de mettre en lumière les stratégies utilisées par les ICC lors de la marche.

I.2. Matériel et Méthodes

I.2.1. Participants

Pour cette étude, un groupe de 20 individus présentant une ICC unilatérale (groupe ICC et un groupe de 20 individus asymptomatiques, dont les chevilles sont appariées par dominance et par côté (droit ou gauche) aux chevilles du groupe ICC ont été étudiés (groupe CTRL). Le groupe ICC est constitué de 8 femmes et 12 hommes, et le groupe CTRL est constitué de 7 femmes et 13 hommes. Aucune différence anthropométrique significative n'est constatée entre les groupes. Le score au FAAM et au FAAM Sport est néanmoins différent entre les groupes (Tableau 15).

Tableau 15. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude (moyenne \pm écart-type)

Variable	ICC	CTRL	valeur du p
Age (années)	27,4 \pm 8,1	28,3 \pm 9,1	0,74
Taille (m)	1,74 \pm 0,09	1,75 \pm 0,10	0,58
Masse (kg)	75,9 \pm 19,3	68,9 \pm 13,0	0,19
GW (nombre / an)	23,5 \pm 24,1	0 \pm 0	< 0,001
Entorses (nombre)	5,2 \pm 4,6	0,4 \pm 0,8	< 0,001
FAAM (%)	92,2 \pm 5,5	100 \pm 0	< 0,001
FAAM Sports (%)	80,9 \pm 13,3	100 \pm 0	< 0,001

I.2.2. Matériel

Un système de capture du mouvement (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) avec 8 caméras optoélectroniques (Vicon® MX40) est utilisé pour repérer les marqueurs rétro-réfléchissants dans l'espace de mesure, au cours du temps. Ce système, le placement des marqueurs, ainsi que le modèle de calcul cinématique associé sont présentés dans le chapitre 2 de ce manuscrit.

I.2.3. Protocole expérimental

Les participants réalisent 12 passages de marche, à allure préférentielle, sur une piste de marche de 6 m. Dans un premier temps, 6 passages sont réalisés avec les yeux ouverts (YO) puis dans un second temps, il est demandé au sujet de réaliser 6 passages avec les yeux fermés (YF). Durant l'expérimentation, les sujets sont pieds nus.

I.2.4. Analyse des données

L'enregistrement de la position des marqueurs rétro-réfléchissants au cours du temps permet de quantifier la cinématique articulaire. Lors des essais de marche, 3 articulations vont être étudiées : l'articulation de la cheville (talo-crurale), l'articulation sous-talienne et l'articulation du médio-pied. Les données cinématiques étudiées sont celles issues du membre inférieur dont la cheville est instable pour le groupe ICC, et du membre inférieur dont la cheville est appariée pour le groupe CTRL.

Les données sont traitées via le logiciel Vicon Nexus® qui permet de repérer les instants du cycle de marche (pose du talon et décolllement des orteils) et ainsi d'obtenir les paramètres spatio-temporels de la marche. Les différents paramètres étudiés sont la vitesse de marche, la cadence de marche, la longueur des pas et des foulées, la largeur des pas, la durée de la phase d'appui (PA), la durée de la phase oscillante (PO), la durée de simple appui (SA), la durée de premier double appui (DA1) et la durée de deuxième double appui (DA2). Le marqueur rétro-réfléchissant placé sur la face postérieure du calcaneus est utilisé pour ces paramètres. La vitesse de marche est calculée grâce à la distance parcourue par ce marqueur lors de chaque cycle de marche, divisé par la durée de ce déplacement (en secondes); la cadence de marche est

calculée grâce au nombre de cycles repérés lors de chaque passage grâce à ce marqueur, divisé par la durée d'un cycle (en minutes), la longueur des foulées correspond à la distance parcourue par ce marqueur entre le décollement des orteils et la pose du talon ; la longueur des pas est la distance entre le marqueur du calcaneus sur le pied d'appui et le marqueur du calcaneus sur la jambe oscillante lors de l'impact avec le sol ; la largeur des pas correspond à la distance médio-latérale entre ces 2 marqueurs lors de chaque foulée. Enfin, les phases du cycle de marche sont calculées en mesurant la durée de chacune d'elle, divisée par la durée totale du cycle. Chaque phase a été calculée séparément mais la somme du DA1, du SA et du DA2 correspond à la PA, et la PO correspond à 100% du cycle auquel la PA est soustraite.

La description des différentes phases du cycle de marche est présentée dans la Figure 42. Les instants du cycle de marche permettent également de normaliser les données cinématiques par cycle, permettant ainsi d'obtenir des données de 0 à 100% du cycle de marche. Les angles de référence (angles obtenus pendant une mesure orthostatique) ont été soustraits du déplacement angulaire moyen des 3 articulations étudiées selon la méthode de Nester et al. (2003) pour qu'une valeur de 0° dans les données cinématiques correspondent à la position neutre du sujet, en position debout, relâché. L'ensemble des calculs relatifs à la cinématique articulaire et à l'identification des paramètres spatio-temporels de la marche ont été réalisés avec le logiciel Matlab® (The Mathworks, Inc., Natick, MA).

Pour chaque participant, 6 passages de marche sont réalisés pour la condition YO, les données cinématiques obtenues représentent la moyenne de 15 cycles réalisés par le membre inférieur présentant l'ICC, ou le membre correspondant du groupe CTRL, extraits de ces 6 passages de marche. La même démarche est entreprise pour la condition YF. Les données spatio-temporelles sont également issues de ces 15 cycles de marche, dans les 2 conditions de vision. Les pics cinématiques maximaux (Max) et minimaux (Min) des 3 articulations étudiées ainsi que les amplitudes articulaires (ROM), selon les 3 axes, sont ensuite extraits de ces données cycliques. Une distinction est faite pour les variables cinématiques (Max, Min, ROM de chaque articulation avec les 2 conditions de vision) entre les valeurs extraites lors de la phase d'appui (PA) et lors de la phase oscillante de la marche (PO).

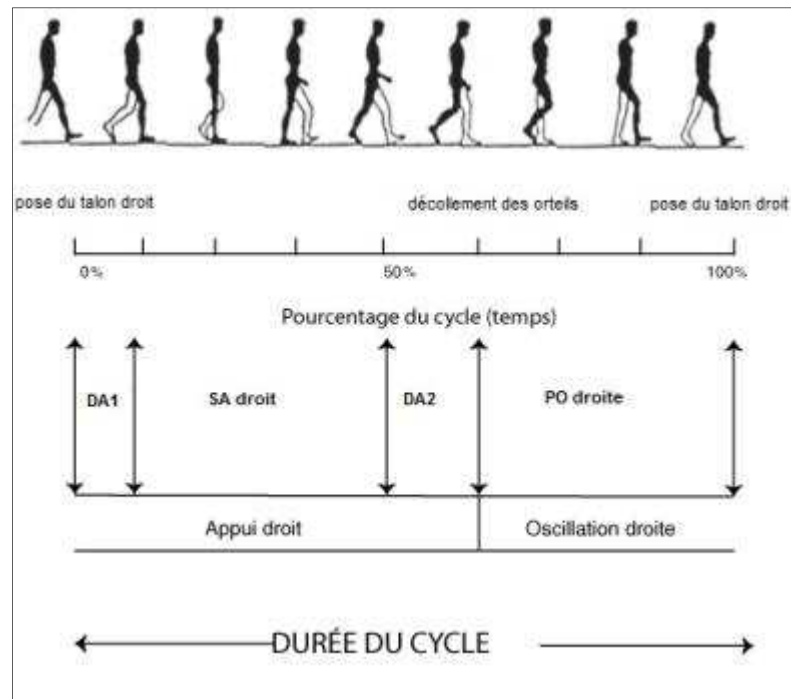


Figure 42. Description d'un cycle de marche (modifié d'après Held & Dizien, 1998). L'exemple concerne ici un cycle pour le membre inférieur droit. DA1 = 1^{er} double appui, SA = simple appui, DA2 = 2^{eme} double appui, PO = phase oscillante. PA = phase d'appui = DA1 + SA + DA2

I.2.5. Analyse statistique

Les tests statistiques sont réalisés sur le logiciel Statistica® (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Les données sont reportées en moyenne \pm écart type dans le texte, les figures et les tableaux. La normalité des données est vérifiée à l'aide d'un test Kolmogorov–Smirnov et l'homogénéité des variances est vérifiée par un test de Levene. Des tests t de Student pour échantillons indépendants sont réalisés pour étudier la différence intergroupes pour les paramètres spatio-temporels de la marche, ainsi que pour montrer les éventuelles différences entre les groupes concernant les données cinématiques enregistrées pour chaque axe de chaque articulation étudiée, par l'intermédiaire des Max, des Min, et des ROM. Pour toutes les mesures réalisées, la valeur moyenne est calculée pour réaliser les tests statistiques, dans les conditions YO et YF. L'analyse statistique des valeurs cinématiques est réalisée lors de la phase d'appui (PA) et lors de la phase oscillante (PO). Le niveau α de significativité est fixé à $p < 0,05$.

I.3. Résultats

- Cycles de marche

Les courbes illustrant la cinématique de chaque articulation et sur chaque axe de celle-ci durant un cycle de marche sont présentées ci-après (Figure 43/51). Ces courbes représentent le cycle moyen, par groupe. Dans la légende de chaque figure est indiqué l'écart-type moyen \pm l'écart-type de celui-ci, pour chaque groupe (ICC et CTRL) et pour chaque condition de vision (YO et YF).

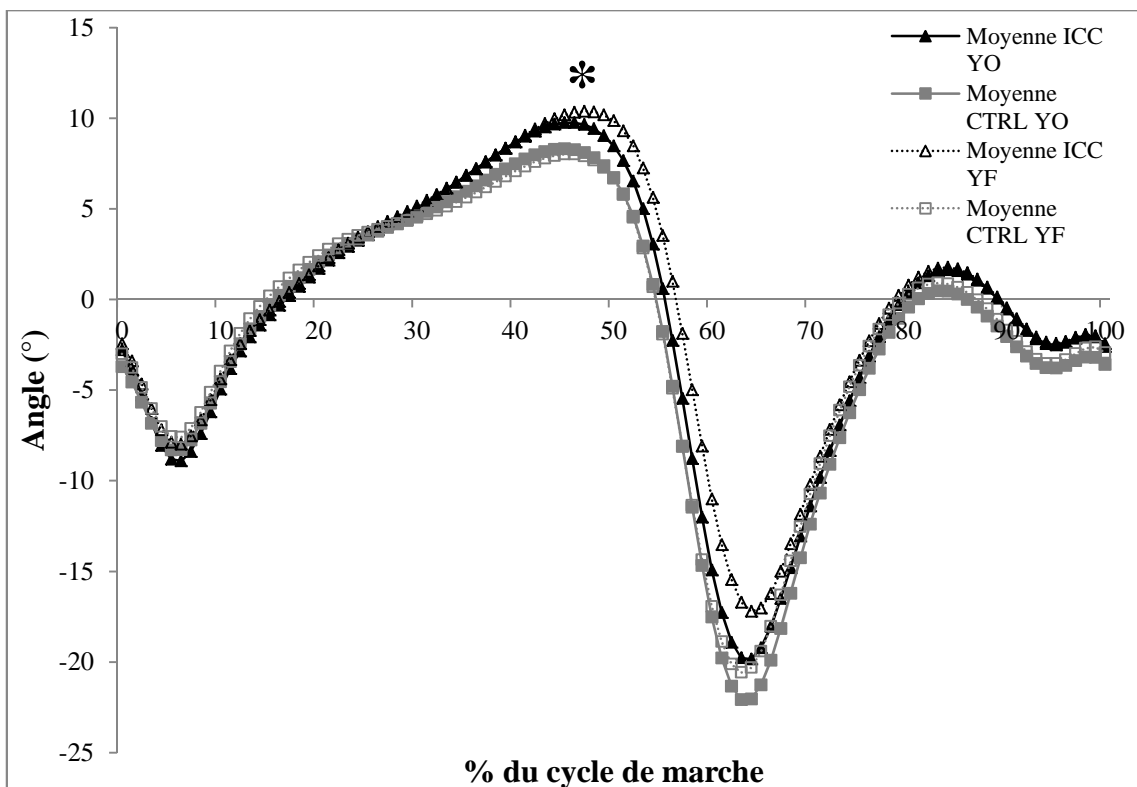


Figure 43. Flexion (+) / Extension (-) de la cheville au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $4,1 \pm 1,4^\circ$; Ecart-type ICC YF = $4,2 \pm 1,5^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $3,3 \pm 0,9^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $3,5 \pm 1,0^\circ$.

* désigne une différence entre les 2 groupes dans la condition YF.

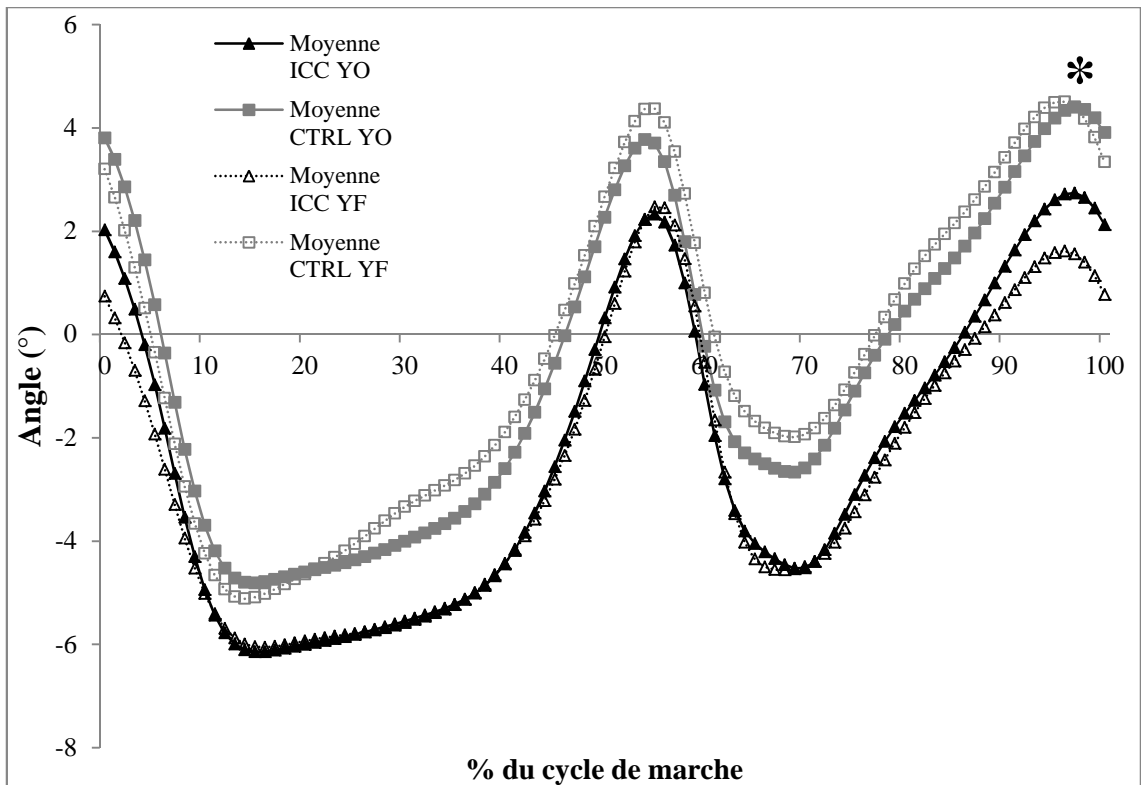


Figure 44. Prono (-) / Supination (+) de la cheville au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $4,5 \pm 0,9^\circ$; Ecart-type ICC YF = $4,6 \pm 0,7^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $3,0 \pm 0,9^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $3,2 \pm 1,0^\circ$.

* désigne une différence entre les 2 groupes dans la condition YF.

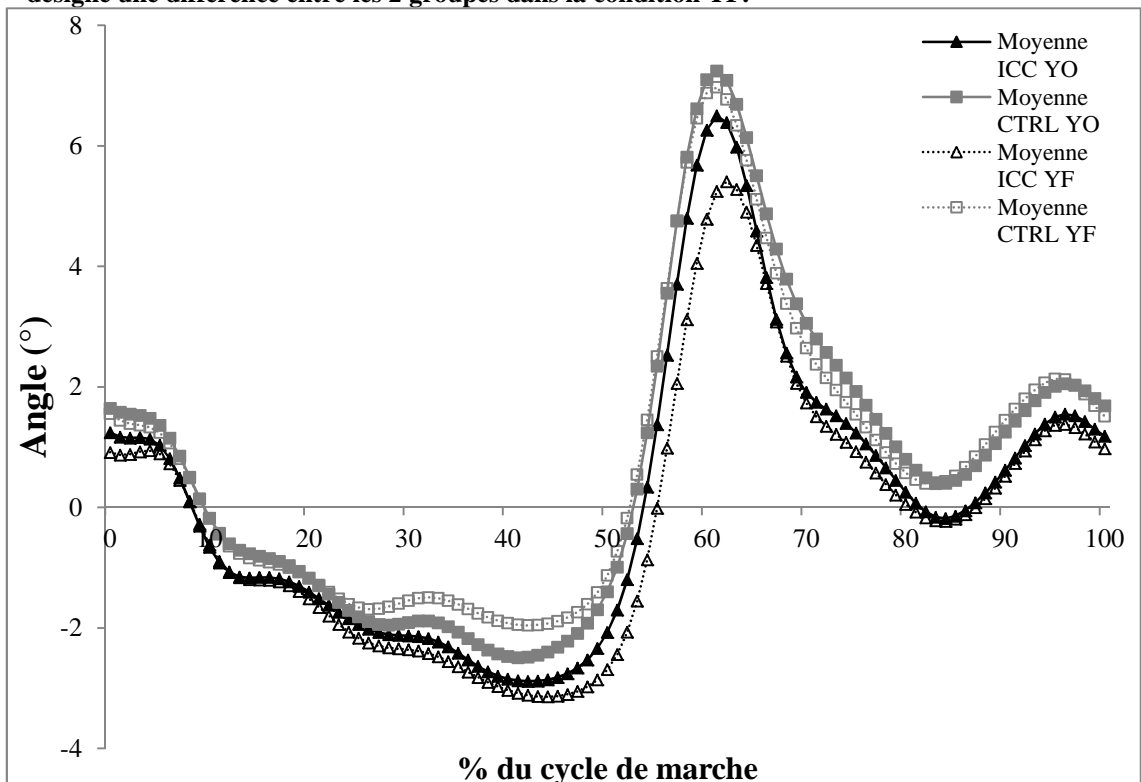


Figure 45. Adduction (+) /Abduction (-) de la cheville au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $2,2 \pm 0,5^\circ$; Ecart-type ICC YF = $2,3 \pm 0,5^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $2,0 \pm 0,5^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $2,0 \pm 0,4^\circ$.

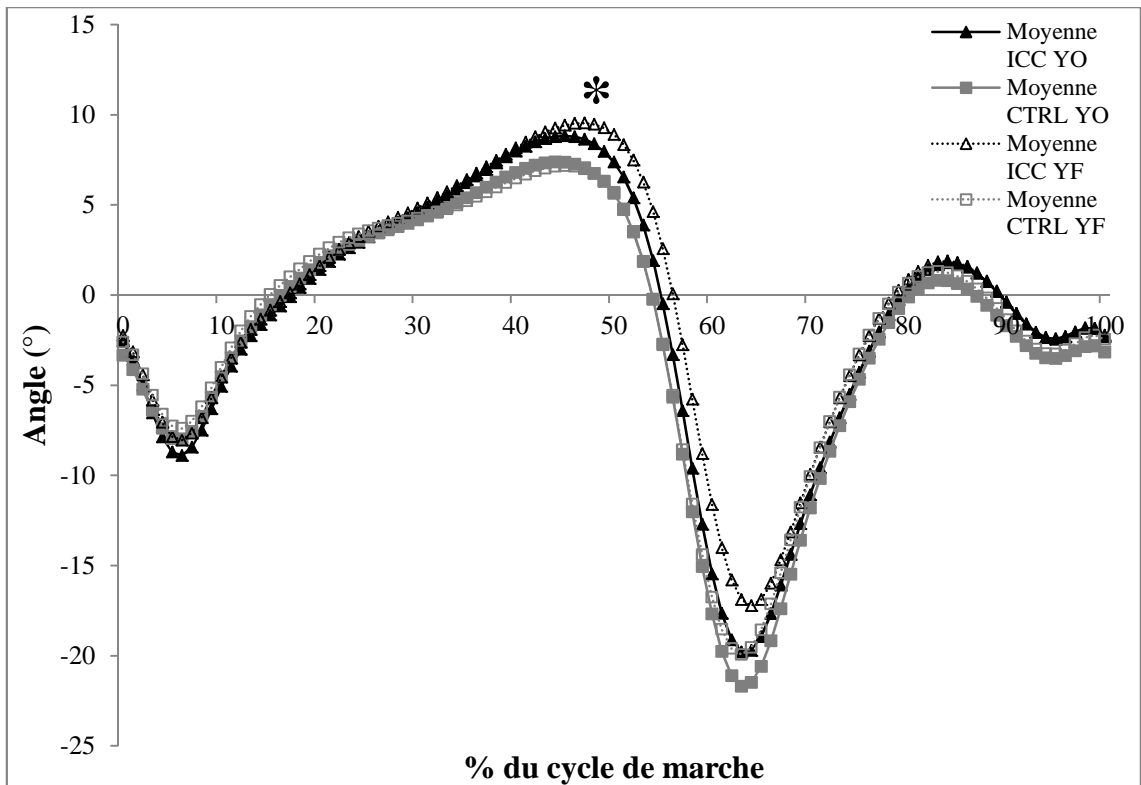


Figure 46. Flexion (+) / Extension (-) de la sous-talienne au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés.. Ecart-type ICC YO = $4,2 \pm 1,4^\circ$; Ecart-type ICC YF = $4,3 \pm 1,5^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $3,3 \pm 0,7^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $3,6 \pm 0,8^\circ$.

* désigne une différence entre les 2 groupes dans la condition YF

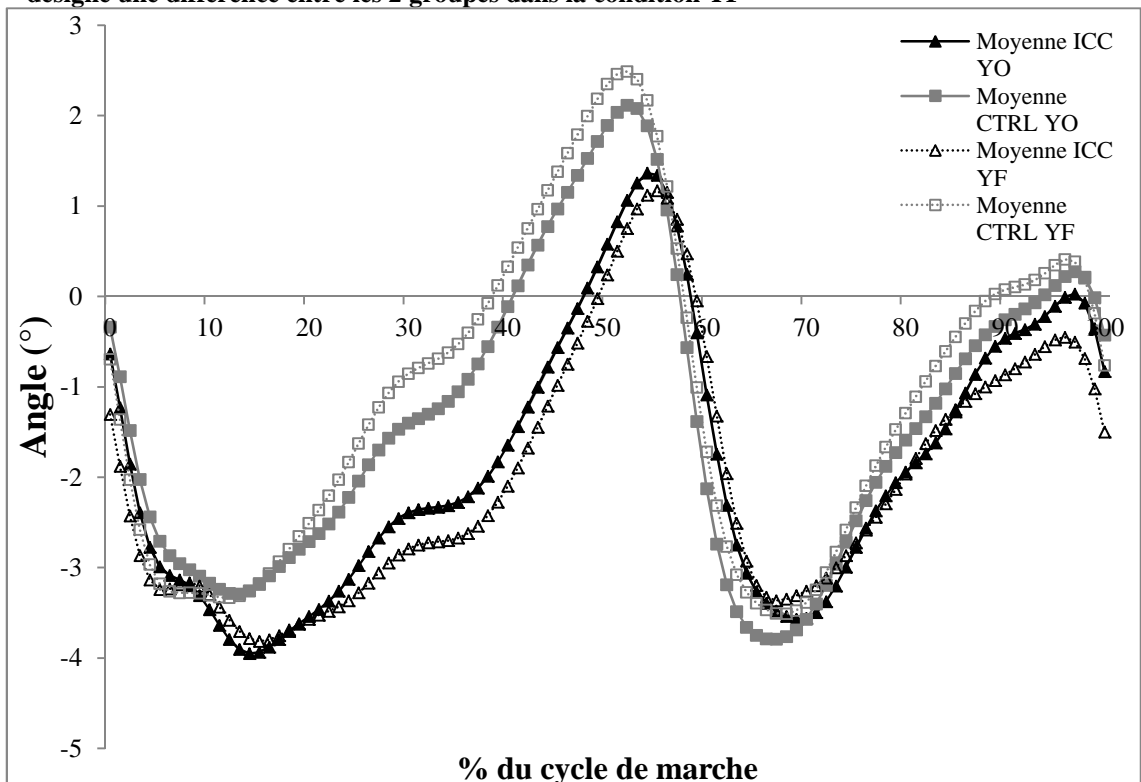


Figure 47. Prono (-) / Supination (+) de la sous-talienne au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $3,2 \pm 0,3^\circ$; Ecart-type ICC YF = $3,5 \pm 0,3^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $2,7 \pm 0,5^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $2,9 \pm 0,6^\circ$.

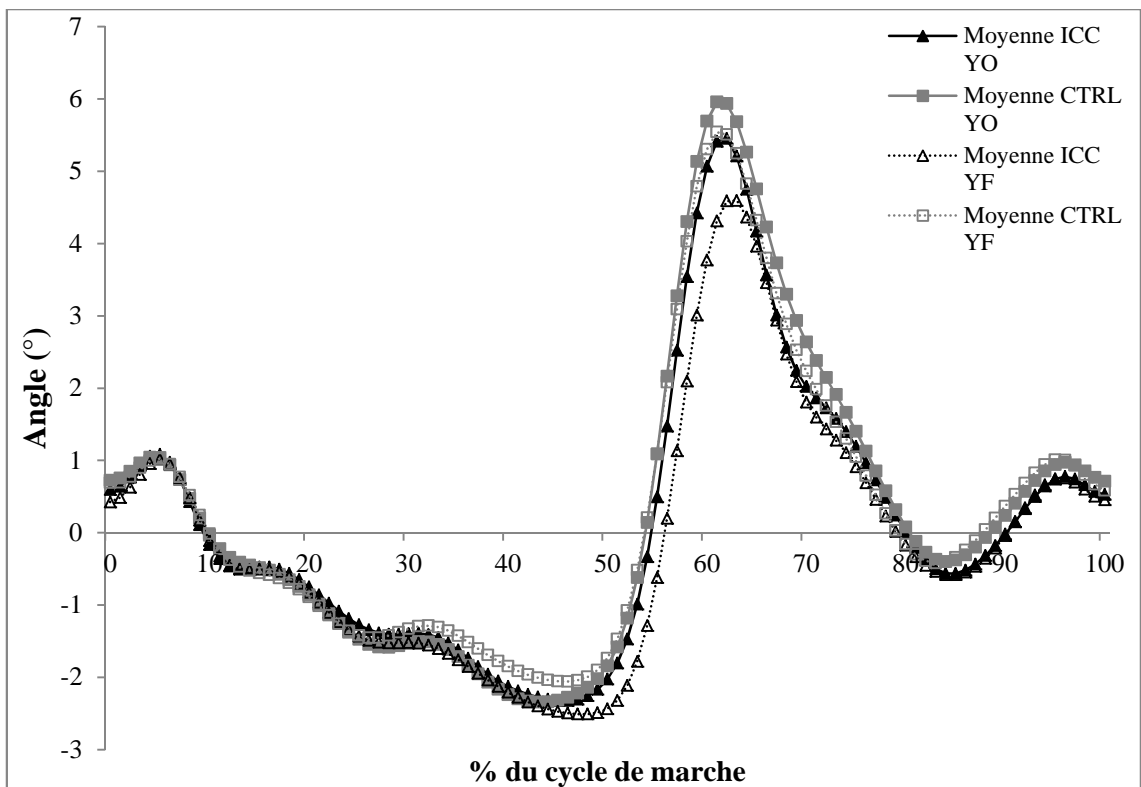


Figure 48. Adduction (+) / Abduction (-) de la sous-talienne au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $1,7 \pm 0,4^\circ$; Ecart-type ICC YF = $1,9 \pm 0,4^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $1,7 \pm 0,8^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $1,8 \pm 0,3^\circ$.

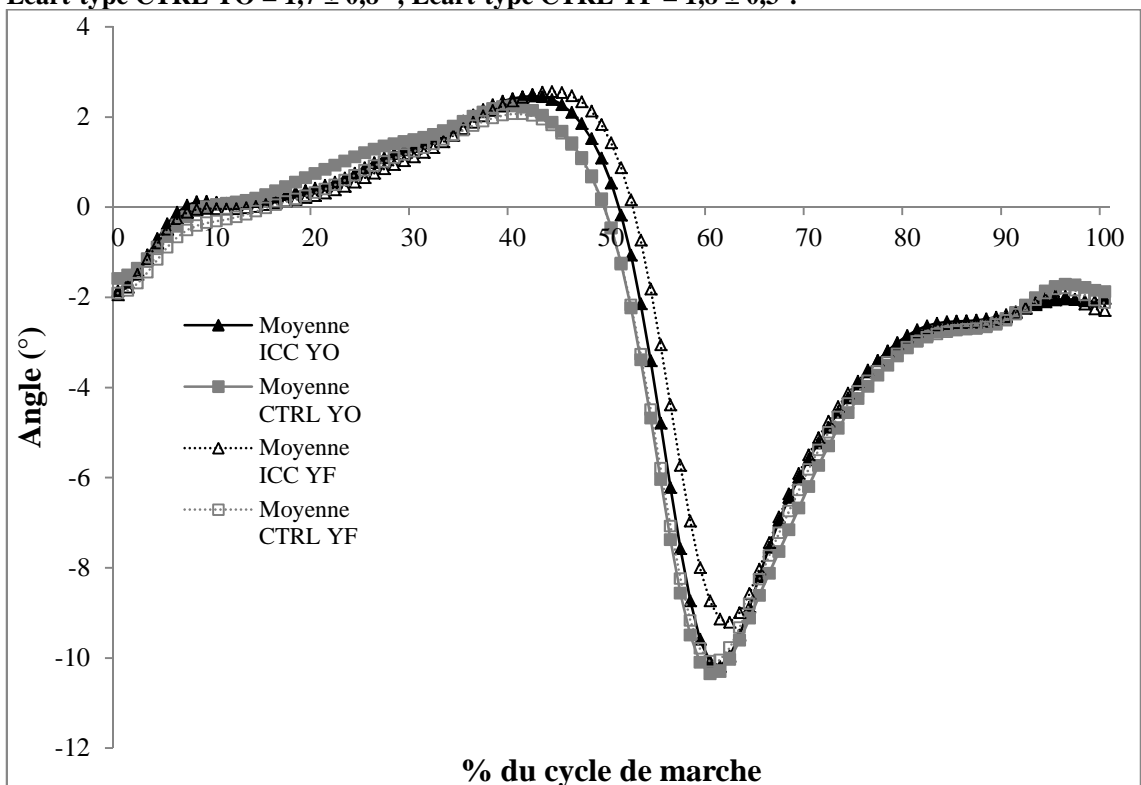


Figure 49. Flexion (+) / Extension (-) du médio-pied au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $2,2 \pm 0,8^\circ$; Ecart-type ICC YF = $4,3 \pm 1,5^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $2,1 \pm 0,9^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $3,6 \pm 0,8^\circ$.

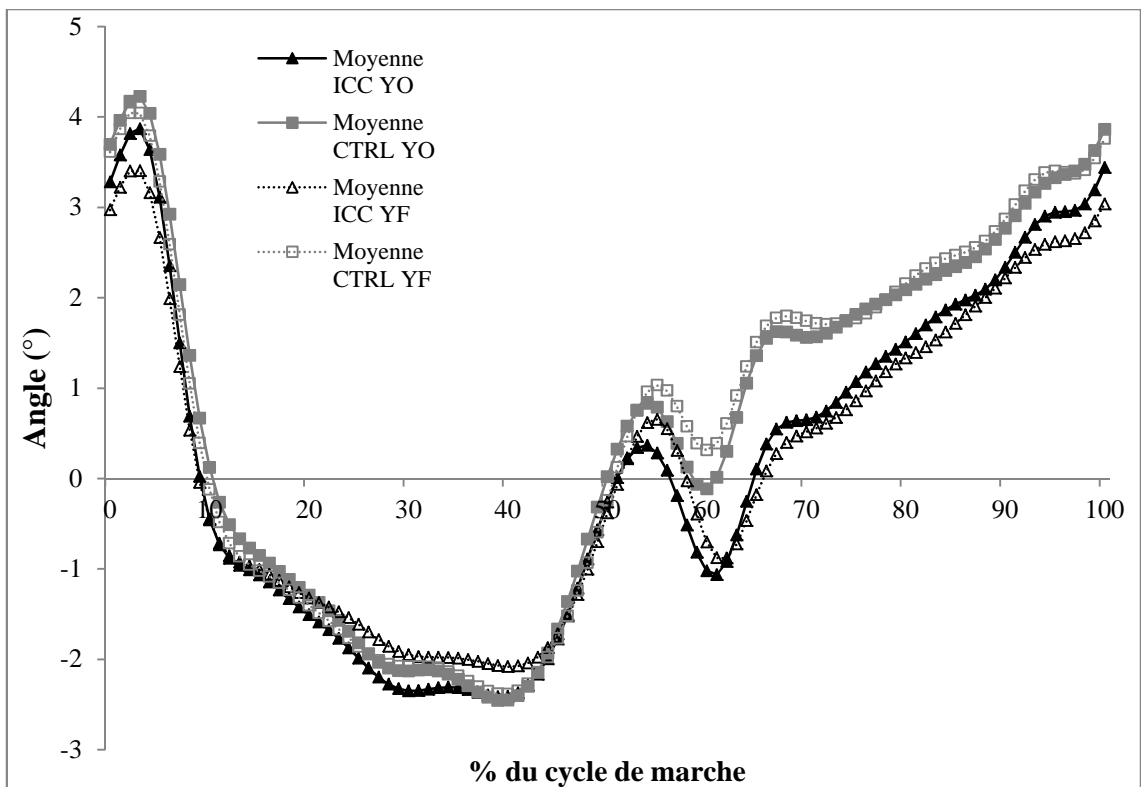


Figure 50. Prono (-) / Supination (+) du médio-pied au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $2,3 \pm 0,6^\circ$; Ecart-type ICC YF = $3,5 \pm 0,3^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $1,9 \pm 0,6^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $2,9 \pm 0,6^\circ$.

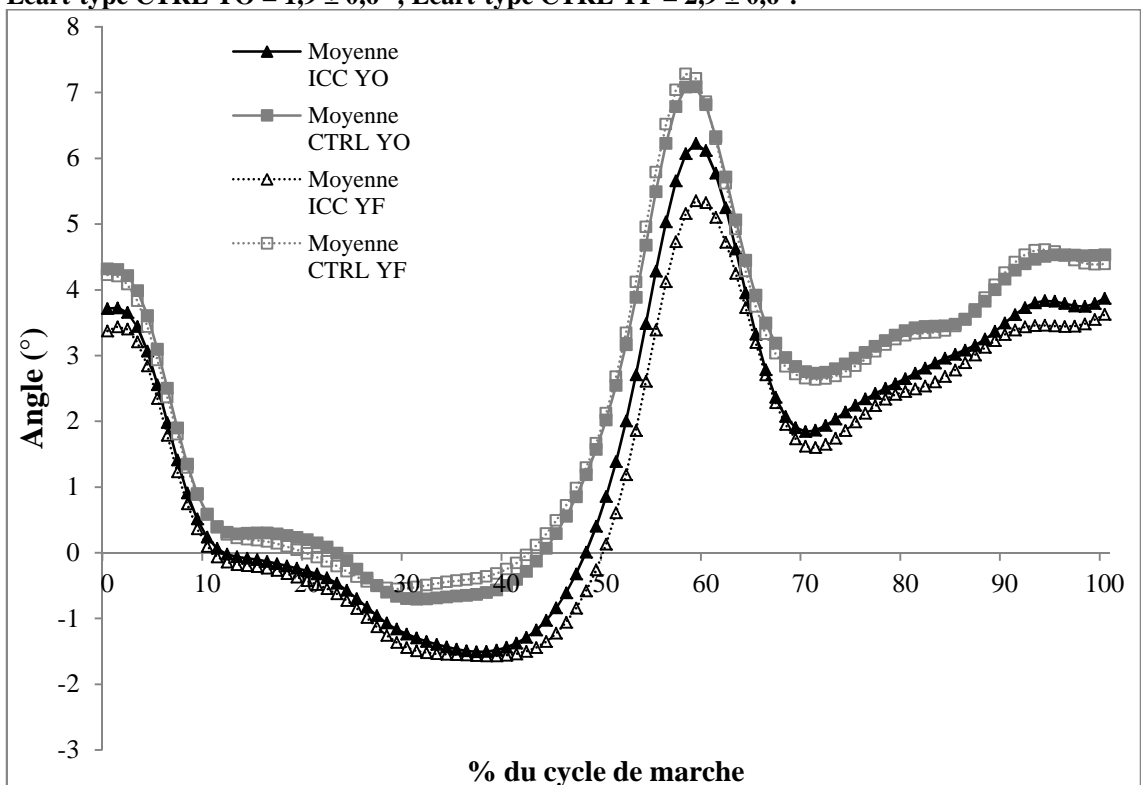


Figure 51. Adduction (+) / Abduction (-) du médio-pied au cours du cycle de marche. YO = yeux ouverts, YF = yeux fermés. Ecart-type ICC YO = $3,0 \pm 0,4^\circ$; Ecart-type ICC YF = $1,9 \pm 0,4^\circ$; Ecart-type CTRL YO = $2,2 \pm 0,6^\circ$; Ecart-type CTRL YF = $1,8 \pm 0,3^\circ$.

- Condition YO :

L'analyse des données cinématiques dans la condition YO ne montre aucune différence significative entre les groupes pour l'articulation de la cheville, pour l'articulation sous-talienne, ainsi que pour l'articulation du médio-pied, et ce, à la fois lors de la PA et lors de la PO de la marche (Tableau 16, Tableau 17, Tableau 18). Dans la condition YO, aucune différence significative entre les 2 groupes n'est mise en évidence pour les paramètres spatio-temporels (Tableau 19).

Tableau 16. Paramètres cinématiques pour l'articulation de la cheville lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE cheville	10,3	4,2	8,4	1,6	0,12	1,9	3,2	0,9	3,2	0,29
Min FE cheville	-20,8	6,5	-22,6	1,4	0,34	-19,3	6,6	-21,3	5,8	0,32
ROM cheville FE	31,1	5,7	31,0	1,6	0,98	21,2	6,5	22,1	6,7	0,66
Max PS cheville	4,4	5,0	5,7	3,6	0,39	3,4	4,6	4,9	3,2	0,22
Min PS cheville	-7,6	4,3	-5,9	2,5	0,14	-5,5	5,9	-3,5	4,3	0,23
ROM cheville PS	12,0	3,5	11,5	3,0	0,65	8,9	3,7	8,4	3,9	0,72
Max AdAb cheville	6,9	3,2	7,5	2,7	0,52	4,6	3,1	5,6	2,9	0,32
Min AdAb cheville	-3,2	2,0	-2,7	1,5	0,43	-0,3	1,8	0,2	2,4	0,47
ROM cheville AdAb	10,0	2,7	10,2	2,6	0,85	4,9	2,3	5,4	2,3	0,52

Tableau 17. Paramètres cinématiques pour l'articulation sous-talienne lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire.

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE sous-talienne	9,4	4,2	7,5	3,2	0,11	2,1	3,2	1,2	3,3	0,40
Min FE sous-talienne	-20,7	6,8	-22,2	4,9	0,43	-19,0	6,6	-20,6	5,2	0,39
ROM sous-talienne FE	30,1	6,0	29,7	6,5	0,83	21,0	6,3	21,8	6,1	0,70
Max PS sous-talienne	2,2	3,3	2,6	2,7	0,69	0,4	3,0	0,8	3,0	0,68
Min PS sous-talienne	-5,2	2,9	-5,0	3,1	0,81	-4,2	3,9	-4,2	3,6	1,00
ROM sous-talienne PS	7,4	2,6	7,5	2,1	0,83	4,6	2,6	5,0	2,5	0,64
Max AdAb sous-talienne	5,8	2,8	6,2	2,1	0,65	4,2	2,6	4,8	2,3	0,45
Min AdAb sous-talienne	-2,6	1,6	-2,5	1,5	0,95	-0,7	1,6	-0,6	2,0	0,82
ROM sous-talienne AdAb	8,4	2,4	8,7	2,2	0,64	4,9	2,0	5,3	1,9	0,47

Tableau 18. Paramètres cinématiques pour l'articulation du médio-pied lors de la marche les yeux ouverts lors de la phase d'appui et la phase oscillante. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire.

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE médio-pied	2,8	1,6	2,5	1,2	0,47	-1,8	2,3	-1,5	2,3	0,69
Min FE médio-pied	-10,5	3,8	-10,6	4,0	0,92	-8,2	3,3	-8,6	4,0	0,72
ROM médio-pied FE	13,3	3,7	13,1	3,8	0,86	6,4	2,3	7,1	2,5	0,36
Max PS médio-pied	4,3	2,6	4,6	2,4	0,74	3,8	2,8	4,1	2,5	0,68
Min PS médio-pied	-3,8	2,0	-3,0	0,9	0,08	-0,5	3,1	0,7	2,4	0,18
ROM médio-pied PS	8,1	2,3	7,5	2,5	0,42	4,2	1,9	3,4	1,5	0,13
Max AdAb médio-pied	7,0	3,7	7,8	2,9	0,45	5,0	3,5	5,5	2,4	0,58
Min AdAb médio-pied	-1,9	2,5	-1,2	1,4	0,25	1,4	3,1	1,9	2,4	0,55
ROM médio-pied AdAb	8,9	3,0	9,0	2,6	0,96	3,6	1,5	3,6	1,5	0,97

Tableau 19. Paramètres spatio-temporels lors de la marche avec les yeux ouverts. Les résultats montrent la valeur moyenne \pm écart-type. PA = phase d'appui, PO = phase oscillante, DA1 = premier double appui, DA2 = deuxième double appui, SA = simple appui

Variable	Groupe ICC	Groupe CTRL	valeur du p
Vitesse (m.s ⁻¹)	1,22 \pm 0,19	1,29 \pm 0,16	0,20
Cadence (cycle.min ⁻¹)	54,74 \pm 4,13	56,7 \pm 3,77	0,13
Longueur foulée (m)	1,07 \pm 0,12	1,11 \pm 0,11	0,39
Largeur pas (m)	0,12 \pm 0,03	0,11 \pm 0,02	0,21
Longueur pas (m)	0,45 \pm 0,06	0,46 \pm 0,06	0,41
PA (% du cycle de marche)	62,1 \pm 1,5	61,7 \pm 1,0	0,29
PO (% du cycle de marche)	37,9 \pm 1,5	38,3 \pm 1,0	0,29
DA1 (% du cycle de marche)	12,4 \pm 1,5	11,7 \pm 1,1	0,12
DA2 (% du cycle de marche)	12,2 \pm 1,6	11,7 \pm 1,0	0,21
SA (% du cycle de marche)	37,6 \pm 1,7	38,3 \pm 1,1	0,09

- Condition YF :

Dans la condition YF, des différences significatives apparaissent, concernant la cinématique articulaire. En effet, le pic maximal de flexion de cheville est significativement plus important pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL lors de la phase d'appui (11,0° contre 8,3°, $p = 0,02$; Tableau 20, Figure 43), le pic maximal de supination de la cheville est plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL lors de la phase oscillante (2,3° contre 5,2°, $p = 0,02$; Tableau 20, Figure 44) et le pic maximal de flexion de l'articulation sous-talienne est significativement plus important pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL lors de la phase d'appui (10,3° contre 7,5°, $p = 0,03$; Tableau 21, Figure 46). Aucune autre différence significative entre les 2 groupes inclus dans l'étude n'est identifiée.

Dans la condition YF, des différences sont notées entre le groupe ICC et le groupe CTRL pour les paramètres spatio-temporels (Tableau 23). La longueur de pas et la longueur de foulée sont significativement plus faibles pour le groupe ICC ($p=0,04$), la durée relative de la phase d'appui est plus courte ($p=0,03$), la durée de la phase oscillante est plus longue ($p=0,03$), la durée du premier double appui est également plus longue ($p=0,01$) et la durée du simple appui est plus courte ($p=0,01$).

Tableau 20. Paramètres cinématiques pour l'articulation de la cheville lors de la marche les yeux fermés lors de la phase d'appui et lors de la phase oscillante. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire.

* désigne une différence significative entre le groupe ICC et le groupe CTRL

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE cheville *	11,0	4,0	8,3	3,3	0,02	2,0	3,7	1,3	3,0	0,52
Min FE cheville	-18,0	7,1	-21,4	5,0	0,09	-17,1	7,2	-19,5	5,7	0,25
ROM cheville FE	29,0	6,1	29,6	6,0	0,74	19,1	6,7	20,8	5,8	0,40
Max PS cheville *	3,8	5,4	6,0	3,8	0,14	2,3	4,6	5,2	3,2	0,02
Min PS cheville	-7,4	4,2	-5,8	2,3	0,15	-5,6	5,4	-3,0	4,7	0,12
ROM cheville PS	11,2	2,8	11,8	3,0	0,49	7,9	3,4	8,3	3,6	0,74
Max AdAb cheville	5,8	3,5	7,4	2,7	0,13	4,4	3,3	5,3	3,0	0,37
Min AdAb cheville	-3,5	2,3	-2,4	1,6	0,08	-0,4	1,9	0,2	2,1	0,42
ROM cheville AdAb	9,3	2,6	9,7	2,3	0,62	4,7	2,5	5,1	2,3	0,62

Tableau 21. Paramètres cinématiques pour l'articulation sous-talienne lors de la marche les yeux fermés lors de la phase d'appui et lors de la phase oscillante. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire.

* désigne une différence significative entre le groupe ICC et le groupe CTRL

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE sous-talienne *	10,3	4,1	7,5	3,4	0,02	2,2	3,8	1,7	3,2	0,70
Min FE sous-talienne	-18,0	7,4	-20,7	4,5	0,17	-16,9	7,3	-18,6	5,2	0,41
ROM sous-talienne FE	28,3	6,3	28,2	5,1	0,97	19,1	6,6	20,3	5,2	0,51
Max PS sous-talienne	2,0	3,7	2,9	2,9	0,44	0,1	3,2	0,9	3,3	0,42
Min PS sous-talienne	-5,4	3,2	-4,8	3,0	0,57	-4,1	3,7	-4,1	3,8	0,98
ROM sous-talienne PS	7,4	2,4	7,7	1,7	0,70	4,2	2,5	5,0	2,2	0,29
Max AdAb sous-talienne	5,0	2,9	5,9	2,1	0,26	4,0	2,7	4,4	2,4	0,63
Min AdAb sous-talienne	-2,8	1,8	-2,4	1,5	0,43	-0,7	1,7	-0,6	1,9	0,83
ROM sous-talienne AdAb	7,8	2,2	8,3	1,8	0,43	4,7	2,1	4,9	2,0	0,69

Tableau 22. Paramètres cinématiques pour l'articulation du médio-pied lors de la marche les yeux fermés. Les résultats montrent les valeurs moyennes \pm écart-type. FE = Flexion/Extension, PS = Prono/Supination, AdAb = Adduction/Abduction, ROM = amplitude articulaire.

Variable	Phase d'appui					Phase oscillante				
	ICC		CTRL		valeur du p	ICC		CTRL		valeur du p
	moyenne	écart-type	moyenne	écart-type		moyenne	écart-type	moyenne	écart-type	
Max FE médio-pied	2,9	1,5	2,4	1,4	0,23	-1,8	2,2	-1,6	2,6	0,83
Min FE médio-pied	-9,5	4,1	-10,5	4,1	0,47	-8,0	3,8	-8,3	3,9	0,85
ROM médio-pied FE	12,5	3,9	12,8	3,9	0,76	6,2	2,8	6,6	2,3	0,63
Max PS médio-pied	3,8	2,3	4,4	2,3	0,41	3,4	2,6	4,2	2,3	0,32
Min PS médio-pied	-3,5	2,0	-2,9	1,0	0,27	-0,6	3,0	0,9	2,3	0,08
ROM médio-pied PS	7,3	2,0	7,4	2,4	0,93	4,0	1,8	3,3	1,4	0,17
Max AdAb médio-pied	6,3	3,5	7,8	2,6	0,13	4,8	3,4	5,5	2,5	0,42
Min AdAb médio-pied	-2,1	2,3	-1,1	1,4	0,12	1,2	3,1	1,9	2,3	0,40
ROM médio-pied AdAb	8,3	2,8	8,9	2,1	0,47	3,6	1,5	3,6	1,4	0,95

Tableau 23. Paramètres spatio-temporels lors de la marche avec les yeux fermés (YF). Les résultats montrent la valeur moyenne \pm écart-type. PA = phase d'appui, PO = phase oscillante, DA1 = premier double appui, DA2 = deuxième double appui, SA = simple appui
*** désigne une différence significative entre le groupe ICC et le groupe CTRL**

Variable	Groupe ICC	Groupe CTRL	valeur du p
Vitesse (m.s ⁻¹)	1,17 \pm 0,22	1,30 \pm 0,20	0,06
Cadence (cycles.min ⁻¹)	55,91 \pm 4,39	57,96 \pm 4,92	0,17
Longueur foulée (m) *	1,00 \pm 0,15	1,10 \pm 0,14	0,04
Largeur pas (m)	0,14 \pm 0,04	0,12 \pm 0,03	0,15
Longueur pas (m) *	0,41 \pm 0,07	0,46 \pm 0,06	0,04
PA (% du cycle de marche) *	62,5 \pm 1,6	61,5 \pm 1,4	0,03
PO (% du cycle de marche) *	37,5 \pm 1,6	38,5 \pm 1,4	0,03
DA1 (% du cycle de marche) *	12,7 \pm 1,8	11,3 \pm 1,4	0,01
DA2 (% du cycle de marche)	12,5 \pm 1,6	11,6 \pm 1,4	0,06
SA (% du cycle de marche) *	37,3 \pm 1,8	38,6 \pm 1,4	0,02

I.4. Discussion

L'objectif de l'étude est de montrer si les individus souffrant d'une ICC présentent des altérations cinématiques et spatio-temporelles de leur schéma de marche en comparaison d'un groupe de sujets asymptotiques. Ces éventuelles altérations pourraient permettre de mieux comprendre les mécanismes responsables de la récurrence des épisodes d'instabilités latérales. Comme le montre une récente méta-analyse (Liu et al. 2012), peu de chercheurs se sont intéressés à la cinématique des individus souffrant d'une ICC lors de la marche (Spaulding et al. 2003; Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009; Delahunt et al. 2006; Monaghan et al. 2006; Nawata et al. 2005), et aucun, à notre connaissance, n'a étudié cette tâche locomotrice en demandant aux participants de garder les yeux fermés. Le but de notre expérimentation est également de noter si la réalisation de cette tâche locomotrice les yeux fermés permet de mettre en lumière des éléments favorisant l'ICC, en majorant ou en inhibant des éventuelles altérations enregistrées lors de la réalisation de cette tâche locomotrice les yeux ouverts. Le principal résultat est l'absence de différence significative au niveau des paramètres spatio-temporels et cinématiques entre les 2 groupes lorsque l'étude porte sur la marche les yeux ouverts, et l'apparition de différences intergroupes lorsque celle-ci est réalisée les yeux fermés.

I.4.1. Paramètres cinématiques YO

En ce qui concerne les résultats obtenus les yeux ouverts, la comparaison de ces derniers avec la littérature n'est pas si aisée puisque de nombreux paramètres méthodologiques diffèrent entre les études. En effet, les outils de mesures utilisés sont très hétérogènes : deux de ces études ont utilisé le système d'analyse tridimensionnelle CODA mpx 30 (Charnwood Dynamics Ltd, Leicestershire, United Kingdom) qui ne requiert que 3 marqueurs sur le complexe

pied/cheville : sur le talon, la tête du 5^{ème} métatarse et la malléole latérale (Delahunt et al. 2006; Monaghan et al. 2006). Dans ces deux études, les auteurs ont quantifié la cinématique de la cheville et ont étudié les angles d'inversion/éversion au cours du cycle complet de marche (Monaghan et al. 2006) ou à des instants précis du cycle (Delahunt et al. 2006). Deux études ont utilisé un système d'analyse tridimensionnelle du mouvement VICON® (Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009; Chinn et al. 2013), comme c'est le cas dans notre étude. Cependant, la difficulté à confronter les résultats de ces 2 expérimentations-ci avec les nôtres réside dans le fait que ces auteurs ont réalisé l'analyse cinématique de la marche sur tapis-roulant (Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009; Chinn et al. 2013), ce qui influence les résultats essentiellement par la contrainte de vitesse induite par ce type d'appareil. Les modifications des patterns de marche sur tapis-roulant peuvent influencer les paramètres spatio-temporels (Cronin & Finni 2013), ou encore les paramètres dynamiques et cinématiques. De plus, dans l'une de ces études, les sujets réalisent les essais de marche avec des chaussures, sur lesquels les marqueurs rétro-réfléchissants étaient apposés (Chinn et al. 2013). Ceci peut induire trois limites : 1) la marche peut être influencée par les différents types de chaussures, 2) la pose des marqueurs sur les chaussures est moins précise/reproductible que sur les repères anatomiques du pied, 3) les mouvements du pied dans la chaussure ne peuvent être quantifiés (Figure 52).



Figure 52. Placement des marqueurs sur les chaussures, étude de Chinn et al., 2013

A notre connaissance, il semble difficile de quantifier directement l'inversion, puisqu'il s'agit d'un mouvement combiné composé d'une flexion plantaire, d'une supination, et d'une rotation interne du tibia (Hicks 1956), cette rotation correspondant à l'adduction dans notre modèle. Toutefois, il semble que les auteurs de ces études aient considéré que la rotation selon l'axe longitudinal du pied correspond à l'inversion et à l'éversion, ce qui correspond à la supination et à la pronation, respectivement, dans notre modèle. Dans trois des études citées précédemment qui se sont spécifiquement intéressées à la marche des individus présentant une ICC, une majoration de l'inversion dans cette population a été démontrée 50 ms avant la pose du talon, à la pose du talon, et 50 ms après cet instant (Delahunt et al. 2006), de 100 ms avant la pose du talon jusqu'à 200 ms après cet instant (Monaghan et al. 2006) ou sur l'ensemble du cycle de marche (Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009). Cette majoration, bien que significative, est

relativement faible entre les participants ICC et les témoins. En effet, celle-ci a été évaluée à 2° dans l'étude de Drewes et al. (2009), à 6-7° dans l'étude de Monaghan et al. (2006) et inférieure à 4° dans l'étude de Delahunt et al. (2006). La conclusion de ces auteurs est que l'augmentation de l'inversion peut entraîner une mise en danger pour l'individu, car les blessures du compartiment latéral de la cheville interviennent lorsque celle-ci est en inversion (Balduini & Tetzlaff 1982; Puffer 2001) et que cette majoration de l'inversion pourrait entraîner des mouvements traumatiques. Un élément qui peut appuyer le raisonnement de ces auteurs est le fait qu'il a été montré, grâce à une étude réalisée sur des cadavres, qu'une majoration de 10° de l'inversion au moment de l'impact au sol provoque un mouvement du complexe pied/cheville avec des amplitudes de 40° d'inversion, de flexion plantaire (extension de l'articulation talo-crurale) et de rotation interne, ce qui tend à augmenter le risque de blessures (Konradsen & Voigt 2002). Dans notre étude, dans la condition YO, aucune majoration de la supination n'est observée, ce qui est cohérent avec les résultats de Chinn et al. (2013) obtenus avec des chaussures. Toutefois, dans cette étude, comme dans celles réalisées à l'aide de CODA mpx 30® (Monaghan et al. 2006; Delahunt et al. 2006), les résultats concernant l'inversion et l'éversion pour le groupe de participants sains sont étonnants. En effet, dans ces trois études, la position moyenne de la cheville des individus asymptomatiques lors de la pose du talon est en éversion, ce qui ne correspond pas à la position normale d'une cheville à cet instant du cycle de marche (Kidder et al. 1996; McKeon et al. 2009) puisque l'appui initial est réalisé sur le bord latéral du talon lors du contact avec le sol pendant la marche normale (Nawata et al. 2005).

D'autres études ont permis de mettre en évidence une augmentation du risque d'entorse et/ou de GW grâce à la quantification de la flexion plantaire (extension de l'articulation talo-crurale) et de la flexion dorsale (flexion de l'articulation talo-crurale) pendant la marche (Chinn et al. 2013; Spaulding et al. 2003). Dans ces études, il a été montré que les sujets présentant une ICC réalisent une flexion plantaire plus importante lors du contact avec le sol (Spaulding et al. 2003) ou une flexion dorsale plus faible lors de la phase de simple appui (Chinn et al. 2013). La flexion plantaire est reconnue comme un mouvement clé du mécanisme d'entorse collatérale latérale de la cheville (Hertel 2000; Balduini & Tetzlaff 1982; Puffer 2001), c'est pourquoi une mise en danger de l'articulation peut être notée en cas de majoration de ce mouvement.

Toutes les études citées précédemment ont donc mis en évidence des caractéristiques cinématiques pouvant expliquer la survenue des entorses et/ou des GW. Dans notre étude, aucune différence n'est mise en exergue entre les 2 groupes lors de la marche avec les YO mais, avec les YF, des différences intergroupes sont montrées.

I.4.2. Paramètres cinématiques YF

L'ensemble des différences entre le groupe de participants ICC et le groupe CTRL témoigne d'une augmentation des composantes de l'éversion et/ou une diminution des composantes de l'inversion.

Dans les études ayant pour objectif de quantifier la qualité des afférences proprioceptives de participants ICC (Konradsen et al. 1993; Docherty et al. 1998; Halasi et al. 2005; Lee et al. 2006; Sekir et al. 2007; Willems et al. 2002) ou d'individus ne se plaignant d'aucune instabilité (Li et al. 2009), les expérimentateurs demandent aux participants de fermer les yeux, afin d'exclure les stimuli visuels pour réaliser la tâche demandée. Cette consigne a pour but de majorer l'intégration des afférences proprioceptives, afin d'en mesurer leur efficacité. Il semble donc possible de supposer que la contribution des afférences proprioceptives est majorée lorsque la marche est réalisée les YF. Or, l'altération des afférences proprioceptives a été discutée à de nombreuses reprises pour caractériser et définir l'ICC (Freeman & Dean 1965; Mckeon & Hertel 2008; Hertel 2002). L'absence de différence entre les groupes lorsque la marche est réalisée avec les YO et la présence de différences dans la condition YF pourraient donc témoigner de cette altération proprioceptive. Cette déficience du système proprioceptif peut entraîner un mauvais placement du pied lors de l'impact avec le sol, et ce mauvais placement peut induire la réalisation d'un mouvement traumatique lors du contact avec le sol (Konradsen & Voigt 2002). La déficience proprioceptive peut donc augmenter le risque de blessure et/ou d'instabilités latérales. Dans notre étude, les différences entre les groupes YF vont dans le sens d'une augmentation des composantes de l'éversion et/ou une diminution des composantes de l'inversion, et vont donc à l'encontre d'une mise en danger de la cheville. En effet, les résultats concernant la cinématique mise en œuvre par les participants de l'étude montrent une majoration du pic maximal de flexion (dorsale) de la cheville pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (11,0° contre 8,3° ; $p = 0,02$), du pic maximal de flexion de la sous-talienne pour le groupe ICC comparé au groupe CTRL (10,3° contre 7,5° ; $p = 0,03$) et un plus faible pic maximal de supination du pied pour le groupe ICC en comparaison du groupe CTRL (2,3° contre 5,2° ; $p = 0,02$). De plus, l'analyse des résultats et des courbes illustrant les cycles moyens réalisés par les individus inclus dans l'étude démontre que les différences notées dans le plan sagittal apparaissent lors de la phase d'appui du cycle de marche (Figure 43, Figure 46), ce qui permet donc de verrouiller la cheville dans une position de flexion dorsale pendant l'appui, entraînant un risque limité d'apparition d'entorse et/ou d'instabilité latérale. Au contraire, la différence concernant le pic de supination de cheville apparaît lui lors de la phase oscillante (Tableau 20), et l'analyse de la courbe permet de noter que cette différence apparaît peu de temps avant le contact avec le sol. Ces résultats pourraient donc témoigner d'une adaptation protectrice de la part des sujets présentant une ICC grâce à l'augmentation des

composantes de l'éversion (flexion, pronation et abduction) et à la diminution de celles de l'inversion (extension, supination, adduction).

Une stratégie de protection a déjà été suggérée pour la population ICC lors de la marche de par la variabilité des caractéristiques biomécaniques mise en œuvre lors de cette activité locomotrice (Spaulding et al. 2003) ou encore grâce à l'analyse des signaux électromyographiques issus des muscles fibulaires. En effet, la majoration de l'activité électrique de ces muscles enregistrée lors de la marche pourrait traduire une adaptation du système nerveux central, résultant en une stratégie de protection en raison de l'éversion occasionnée par l'activation de ces muscles (Santilli et al. 2005; Delahunt et al. 2006). Dans une situation où des trappes entraînant une perturbation latérale sont insérées au sol lors d'un passage de marche ou lors d'une situation en appui orthostatique, il est montré que les participants ICC activent leurs muscles fibulaires plus rapidement lorsque la perturbation intervient lors de la marche que lors de la position statique (Hopkins et al. 2007). Il semblerait donc que l'activité protectrice du long fibulaire soit plus efficace lors d'une tâche telle que la marche. De plus, des auteurs ont montré que la réaction des fibulaires est plus rapide lorsque la perturbation est attendue que lorsque cela n'est pas le cas (Akhbari et al. 2007). Toutefois, lors de situations où la perturbation n'est pas attendue, les participants ICC montrent un retard d'activation du long fibulaire par rapport à des participants asymptomatiques (Konradsen & Ravn 1990; Löfvenberg & Kärrholm 1995; Karlsson & Andreasson 1992; Urgüden et al. 2010; Eechaute et al. 2009). Lors de la marche avec les YF réalisée dans notre protocole, il est demandé aux participants de marcher à allure préférentielle, sans qu'aucune perturbation extérieure ne puisse contrarier le déroulement de la tâche. Une hypothèse qui pourrait donc expliquer les différences cinématiques mises en avant entre les 2 groupes dans la condition YF serait le fait que le muscle fibulaire pourrait agir pour protéger la cheville d'un éventuel risque d'entorse et/ou de GW lors de la phase oscillante, donc avant le contact avec le sol, dans une situation où le participant a conscience qu'aucune contrainte ne risque de perturber son schéma de marche. Cette éventuelle adaptation du système nerveux central est une théorie qui a déjà été évoquée sous le nom de « feedforward motor control » (Delahunt et al. 2006). En raison de leurs expériences passées d'entorses et/ou de GW, les individus présentant une ICC s'adaptent donc pour limiter le risque de blessure en inversion. Une augmentation de l'activité du muscle tibial antérieur pourrait expliquer la majoration de flexion dorsale constatée dans notre étude. Ce type de mécanisme a déjà été démontré pour des participants ayant une déficience du ligament croisé antérieur du genou. En effet, des auteurs ont montré que ces sujets mettent en œuvre une reprogrammation locomotrice en majorant l'activation des muscles ischio-jambiers afin de limiter la translation antérieure du tibia, et ainsi limiter le risque de blessure et/ou de douleur (Andriacchi 1990; Kalund et al. 1990). Le même type de mécanisme pourrait donc être

mis en place par les ICC pour éviter d'atteindre des amplitudes articulaires non physiologiques et pouvant augmenter le risque de blessure, et entraîner l'apparition de douleurs.

I.4.3. Intérêt du modèle segmentaire

Un des objectifs secondaires de l'étude est de montrer l'intérêt de décomposer le complexe pied/cheville en 3 parties, permettant ainsi d'étudier la cinématique du médio-pied et de l'articulation sous-talienne lors de la marche, en plus de l'étude traditionnelle de l'articulation talo-crurale. Au vu des différents résultats, il semblerait que le modèle utilisé n'apporte pas d'information supplémentaire dans la compréhension du schéma de marche entrepris par les individus souffrant d'une ICC. En effet, la majoration du pic maximal de flexion de la sous-talienne, qui est le seul paramètre montrant une différence significative intergroupe pour cette articulation (Figure 46, Tableau 21), apparaît également dans les résultats concernant la cheville (Figure 43, Tableau 20). De plus, la seule différence sur l'axe de pronosupination n'est démontrée que pour l'articulation de la cheville (Figure 44, Tableau 20). Toutefois, il semble tout de même important de noter que la stratégie de protection mise en œuvre par les individus ICC peut avoir des répercussions sur les articulations sous-jacentes à l'articulation de la cheville, comme la sous-talienne.

I.4.4. Paramètres spatio-temporels

La stratégie de protection a également déjà été évoquée grâce à l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche de participants souffrant d'une ICC (Gigi et al. 2015). Ces adaptations sont illustrées par une diminution de la vitesse ou de la cadence de marche, par une diminution des longueurs de pas et de foulées, un allongement de la phase d'appui avec plus précisément une majoration du temps de double appui et une diminution du temps de simple appui, et une diminution de la durée de la phase oscillante (Gigi et al. 2015). Ces résultats sont cohérents avec les résultats de notre étude dans la condition YF puisque la longueur des pas et des foulées sont significativement plus faibles pour le groupe ICC ($p=0,04$), la durée de la phase d'appui est significativement plus courte ($p=0,03$) avec une durée de premier double appui significativement plus longue ($p=0,01$) et une durée de simple appui significativement plus faible ($p=0,01$), pour le groupe ICC comparé au groupe CTRL. La majoration de la durée du premier double appui témoigne d'une mise en charge progressive de la cheville lésée et la diminution de la durée de simple appui illustrent une volonté d'améliorer la stabilité à la marche. Toutefois, dans l'étude, les différences significatives intergroupes témoignant de cette stratégie de protection sont identifiées lorsque les participants marchent avec les yeux fermés.

La différence entre notre étude et celle de Gigi et al. réside dans le fait que nous n'avons pas été en mesure de montrer cette stratégie de protection lors de la condition YO. Toutefois, l'analyse des données dans la condition YO permet de noter que les participants ICC ont tendance à diminuer la longueur des foulées et des pas, à diminuer la durée de la PA et du SA et à

augmenter la durée de DA1 comparés aux participants du groupe CTRL. En incluant un plus grand nombre de sujets dans l'étude, comme c'est le cas pour celle de Gigi et al (44 ICC et 53 CTRL), ces tendances pourraient s'avérer significatives.

I.5. Conclusion

Il semblerait que les personnes présentant une ICC peuvent réaliser des adaptations de leur schéma de marche afin de limiter le risque de blessure, bien que cette activité locomotrice ne présente que peu de risque de blessure. Ces adaptations peuvent être à la fois spatio-temporelles et cinématiques. L'hypothèse principale pouvant expliquer ces adaptations est la reprogrammation du schéma de marche par le système nerveux central qui pourrait majorer l'activation des muscles protecteurs de la cheville, comme les muscles court et long fibulaires, éverseurs, ou encore le tibial antérieur, fléchisseur dorsal de l'articulation talo-crurale. Il est cependant important de préciser que ces adaptations sont mises en évidence dans une situation où le contrôle est total, et que le risque de blessure dû aux facteurs environnementaux est limité. En effet, dans des situations de fatigue musculaire importante, ou encore dans une situation où un sol instable pourrait entraîner des mouvements incontrôlés d'inversion, ces mécanismes de protection pourraient perdre de leur efficacité, en attestent les études ayant mis en évidence le retard d'activation des fibulaires lors d'une perturbation soudaine et imprévue en inversion.

La marche est une activité locomotrice dynamique, entraînant des alternances de simple et de double appui, nécessitant un certain équilibre, en atteste le risque de chute à la marche pour les personnes âgées dont l'équilibre est altéré. C'est pourquoi l'étude suivante de ce manuscrit portera sur l'analyse de l'équilibre dynamique.

III. ETUDE 2 : ANALYSE DE L'EQUILIBRE DYNAMIQUE PAR LE STAR EXCURSION BALANCE TEST

III.1. Introduction

L'équilibre des personnes se plaignant d'une ICC est évalué par de nombreux tests, à la fois dans des conditions statiques mais également dynamiques, et s'appuient principalement sur l'examen des déplacements du centre de pression (CP). Lors de tests d'équilibre statique unipodal, des auteurs ont montré que les déplacements du CP sont plus importants pour les participants ICC comparés à des participants asymptomatiques (Hubbard et al. 2007; Wikstrom, Fournier, et al. 2010; McKeon & Hertel 2008; Sefton et al. 2009), et cette altération de l'équilibre statique a également été mise en évidence par l'analyse de la vitesse de déplacement de celui-ci (Wikstrom, Fournier, et al. 2010; Hubbard et al. 2007; Hertel & Olmsted-Kramer 2007; Ross et al. 2011; Hadadi et al. 2011; Sefton et al. 2009). Même si l'analyse des variations de position ou de vitesse du CP ne montrent pas toujours de différences entre participants ICC et sujets sains (Baier & Hopf 1998; Hale et al. 2007), des altérations du contrôle postural en condition statique ont également été démontrées grâce au fait que les personnes se plaignant d'une ICC ont des difficultés à réaliser des ajustements posturaux efficaces (Hertel & Olmsted-Kramer 2007; Pope et al. 2011; McKeon & Hertel 2008).

Le contrôle postural peut également être évalué dans des conditions dynamiques lors d'activités proches de celles rencontrées dans le milieu sportif. La capacité des participants ICC à se stabiliser après un saut est en effet discutée par les chercheurs, et leur attention est portée sur le temps de stabilisation après ce type de mouvement. Un temps de stabilisation plus important est mis en exergue pour cette population (Ross et al. 2005; Gribble & Robinson 2009; Dingenen et al. 2013), ce qui témoigne d'un équilibre postural dynamique moins efficace que celui de personnes ne se plaignant d'aucune instabilité de la cheville. De plus, des altérations du contrôle postural sont également mises en évidence pour les participants ICC grâce à des dispositifs expérimentaux induisant une perturbation dynamique par le biais d'une plateforme oscillante (Ryan 1994; Hiller et al. 2011). Le test le plus commun pour évaluer la capacité d'équilibration dynamique reste le Star Excursion Balance Test, dont le but est d'atteindre la distance maximale avec l'extrémité du membre controlatéral dans chaque direction d'une étoile matérialisée au sol, tout en maintenant l'appui unipodal sur le membre testé. Ce test consiste en une série de 8 tâches de pointage (voir Figure 53, a), qui semble plus utile et pertinent pour identifier les déficits fonctionnels du membre inférieur que des tests impliquant uniquement l'équilibre statique. Le SEBT requiert en effet de l'équilibre, de la force, de la coordination, de la flexibilité et de la proprioception (Plisky et al. 2009). Il est généralement utilisé comme un outil

fonctionnel pour évaluer la stabilité dynamique, les progrès en termes de rééducation, ou identifier les athlètes avec un haut risque de blessure au membre inférieur (Gribble et al. 2012; Plisky et al. 2006).

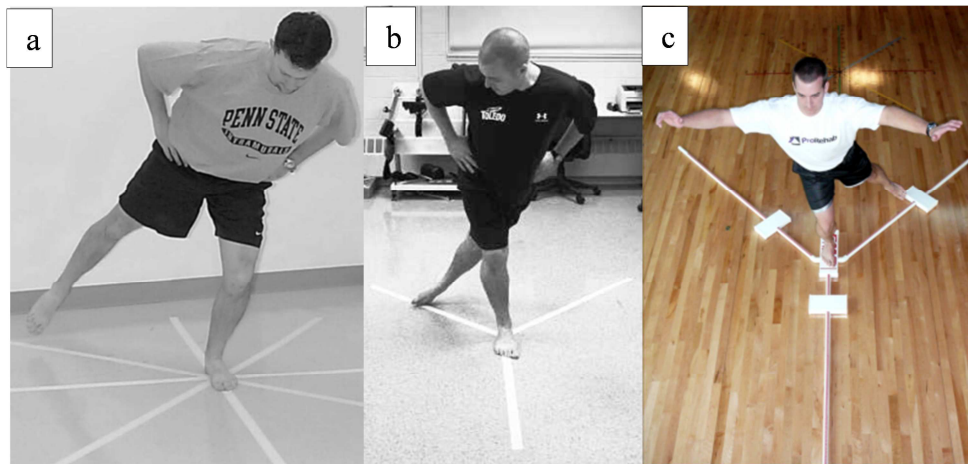


Figure 53. a) Procédure traditionnelle du Star Excursion Balance Test, dans Olmsted et al., (2002) ; b) Procédure du Star Excursion Balance Test simplifiée aux directions A, PL, PM (dans Gribble et al., (2012) ; c) Y balance Test® dans Plisky et al., (2009).

Le SEBT s'avère également efficace pour prédire d'éventuelles blessures localisées au niveau du membre inférieur (Plisky et al. 2006). De plus, il a été démontré que le SEBT est efficace pour détecter les limites des capacités d'atteinte des ICC (Olmsted et al. 2002), et c'est pourquoi de nombreux auteurs s'intéressent à ce test pour caractériser l'ICC (Hoch et al. 2012; Plante & Wikstrom 2013; Martínez-Ramírez et al. 2010; Terada et al. 2014; Hale et al. 2007). Les personnes présentant une ICC unilatérale atteignent en effet des distances plus courtes lors de l'appui sur la cheville instable que sur la cheville saine (Olmsted et al. 2002; Hale et al. 2007) ou en comparaison avec des sujets témoins (Olmsted et al. 2002; Plante & Wikstrom 2013; Hoch et al. 2012). De plus, Hertel et al. (2006) se sont intéressés à ce test pour caractériser l'ICC et ont suggéré que la simple étude des distances médiales (AM, M, PM) est suffisante pour discriminer des participants ICC de participants asymptomatiques. Plus récemment, un appareil de mesure de l'équilibre dynamique dérivé du SEBT, le « Y balance Test® » a vu le jour (Plisky et al. 2009). Ce test, ayant donné lieu à la création d'un appareil spécifique, consiste à réduire les 8 directions de l'étoile aux directions A, PL et PM, et celui-ci s'est également montré efficace pour discriminer des participants ICC de sujets asymptomatiques (Plante & Wikstrom 2013).

La fiabilité du SEBT a déjà été étudiée et les auteurs ont montré que ce test est à la fois fiable et valide (Gribble et al. 2013; Hertel et al. 2000). Cependant, la méthode de mesure classique du SEBT peut être discutée, puisqu'elle nécessite une évaluation manuelle de la distance atteinte à l'aide d'un mètre ruban (Olmsted et al. 2002; Gribble et al. 2004; Hoch et al. 2012), ce qui peut entraîner une difficulté à mesurer précisément la distance maximale atteinte et ainsi en

constituer une limite importante. De plus, l'aspect manuel de la quantification des distances entraîne une dépendance envers l'expérimentateur qui effectue la mesure.

C'est pourquoi une nouvelle méthode quantitative pour évaluer l'équilibre dynamique grâce au SEBT peut être développée à des fins de diagnostic et de surveillance clinique. Cette nouvelle méthode a pour objectif de fiabiliser et d'accroître la précision de ce test.

Le but de cette étude est ainsi d'évaluer l'intérêt de l'utilisation de ces outils d'analyse du mouvement pour discriminer les participants ICC des sujets asymptomatiques lors de la réalisation du SEBT, et de vérifier que ces outils permettent de quantifier de nouvelles variables renseignant chercheurs et cliniciens sur les schémas moteurs mis en œuvre par les personnes souffrant d'une ICC lors de cette procédure. Parallèlement, une forte attention est portée sur l'intérêt de simplifier la procédure du SEBT, en réduisant le nombre de distances étudiées, comme cela a été suggéré par certains auteurs soit en étudiant les directions médiales de l'étoile (Hertel et al. 2006), soit en utilisant les directions du « Y Balance Test® » (Plisky et al. 2009), décrite dans la Figure 53 (b et c).

III.2. Matériel et Méthodes

III.2.1. Participants

Un total de 34 adultes est inclus dans cette étude : 17 adultes se plaignant d'une ICC constituent le groupe ICC (7 femmes et 10 hommes) et 17 adultes sans ICC (5 femmes et 12 hommes). Parmi les 17 participants du groupe ICC, 13 instabilités concernent le membre inférieur dominant, défini comme celui utilisé pour frapper un ballon et 4 concernent le membre inférieur non dominant. Dans le groupe CTRL, 14 chevilles du membre inférieur dominant et 4 chevilles du membre inférieur non dominant sont étudiées. Les critères d'inclusion et d'exclusion de l'étude sont ceux exposés dans le chapitre 2 de ce manuscrit. Aucune différence anthropométrique significative n'est constatée entre les groupes. Le score au FAAM et au FAAM Sport est néanmoins différent entre les groupes (Tableau 24).

Tableau 24. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude (moyenne ± écart-type)

Variable	ICC	CTRL	valeur du p
Age (années)	27,8 ± 8,4	28,8 ± 9,9	0,75
Taille (m)	1,73 ± 0,09	1,76 ± 0,08	0,33
Masse (kg)	74,0 ± 19,5	70,9 ± 11,5	0,58
GW (nombre / an)	19,6 ± 16,3	0 ± 0	p<0,001
Entorses (nombre)	4,6 ± 3,0	0,4 ± 0,6	p<0,001
FAAM (%)	92,7 ± 5,5	100 ± 0	p<0,001
FAAM Sports (%)	83,1 ± 12,4	100 ± 0	p<0,001

III.2.2. Matériel

Le système de capture du mouvement décrit dans le chapitre 2 (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) équipé de 8 caméras optoélectroniques (Vicon® MX40) permet la localisation spatiale des marqueurs passifs rétro-réfléchissants avec une fréquence d'acquisition de 100 Hz. Huit marqueurs matérialisent les 8 extrémités de l'étoile, chacun placé à 1,5 m du barycentre de l'étoile (BARY). Le placement de ces marqueurs permet de matérialiser les 8 directions du SEBT et définissent ainsi les cibles Antérieure (A), Antéro-Médiale (AM), Médiale (M), Postéro-Médiale (PM), Postérieure (P), Postéro-Latérale (PL), Latérale (L) et Antéro-Latérale (AL). Le nom de ces cibles est défini en fonction du pied d'appui. Le placement des marqueurs sur les participants est décrit dans le chapitre 2 de ce manuscrit, permettant l'analyse de la cinématique mise en œuvre pendant la procédure. Une plateforme de force AMTI® (AMTI; Watertown, MA) est utilisée pour quantifier les données relatives aux forces de réaction du sol et au CP.

III.2.3. Procédure

Après avoir été équipé avec l'ensemble des marqueurs rétro-réfléchissants, les participants doivent réaliser le SEBT pieds nus. La procédure commence en appui bipodal, avec le pied d'appui placé au centre de l'étoile (BARY) et les mains placées sur les hanches. Ensuite, le pied non testé décolle du sol, le participant se retrouve ainsi en appui unipodal sur le membre inférieur dont la cheville est testée. En gardant l'équilibre sur cet appui, le sujet doit atteindre 2 objectifs : l'objectif principal consiste à pointer avec l'extrémité du membre non testé la distance la plus importante («touchpoint») dans chaque direction de l'étoile et l'objectif secondaire fixé par l'expérimentateur est d'aligner aussi précisément que possible le marqueur situé sur la tête du 3^{ème} métatarsien (META) avec le marqueur désignant la cible de l'étoile. Après chaque pointage, le pied oscillant est replacé dans sa position initiale, entraînant donc un nouvel appui bipodal (Figure 54).

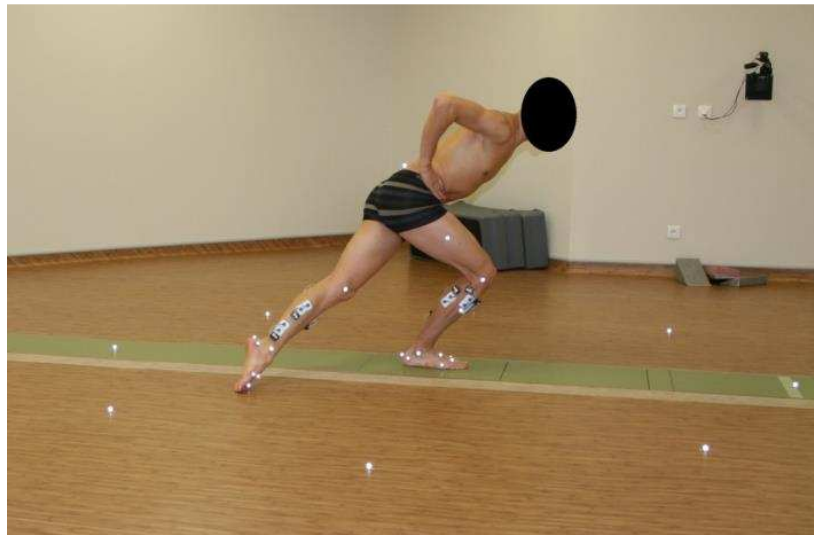


Figure 54. Procédure du SEBT dans notre étude. La figure illustre l'évaluation de la direction postéro-latérale pour la cheville droite.

Conformément aux précédentes recommandations (Robinson & Gribble 2008), les participants réalisent 4 essais non enregistrés dans une direction de l'étoile pour se familiariser à la tâche, puis un essai est enregistré. Le participant réalise ensuite la même procédure dans les 7 directions restantes. L'essai enregistré est renouvelé si 1) le participant réalise un transfert d'appui sur le membre non-testé au moment du «touchpoint», 2) le pied d'appui bouge de BARY, 3) le participant est incapable de maintenir son équilibre durant l'ensemble de la procédure (bipodal puis unipodal puis retour en bipodal) ou 4) les mains quittent les hanches.

III.2.4. Analyse des données

La distance atteinte est considérée comme la longueur maximale entre BARY et la localisation du «touchpoint». En se basant sur les précédentes recherches (Gribble & Hertel, 2003), les longueurs maximales atteintes sont exprimées en pourcentage de longueur du membre inférieur (DISTANCE). La longueur de chaque membre inférieur est définie comme la distance entre l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole médiale ipsilatérale, enregistrée et mesurée dans la position anatomique de référence grâce au système de capture du mouvement.

L'erreur absolue de pointage (ERREUR) est déterminée comme l'angle, dans le plan du sol, entre le vecteur défini par les points BARY et META (marqueur placé sur la tête du 3^{ème} métatarsien) au moment du «touchpoint» d'une part, et le vecteur défini par BARY et le marqueur désignant la cible d'autre part. Le TEMPS UNIPODAL est défini comme l'intervalle temporel entre le décollement du pied controlatéral et le «touchpoint». Durant cet intervalle, la cinématique articulaire est enregistrée par les caméras optoélectroniques et les amplitudes articulaires (ROM) sont alors calculées pour les articulations de la cheville, du genou et de la hanche. La moyenne des vitesses instantanées du CP (v_{CP}), ainsi que ces composantes médio-latérale (v_{xCp}) et antéro-postérieure (v_{yCP}) sont enregistrées à l'aide de la plateforme de force décrite précédemment et celles-ci permettent également d'enregistrer les variations médio-latérales (Delta Fx), antéro-postérieures (Delta Fy) et verticales (Delta Fz) des forces de réaction

du sol durant cet intervalle de temps. La variation est définie comme la valeur maximale de la force de réaction du sol moins la valeur minimale enregistrée lors de la phase d'appui unipodal entre le décollement du pied et le « touchpoint », selon l'axe médio-latéral, l'axe antéro-postérieur et l'axe vertical.

III.2.5. Analyse statistique

Les tests statistiques sont réalisés sur le logiciel Statistica® (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Les données sont reportées en moyenne \pm écart type dans le texte, les figures et les tableaux. La normalité des données est vérifiée à l'aide d'un test Kolmogorov–Smirnov et l'homogénéité des variances est vérifiée par un test de Levene. Des tests t de Student pour échantillons indépendants sont entrepris pour tester les caractéristiques anthropométriques des groupes. Les effets du groupe (ICC contre CTRL) et de la direction du SEBT (A, AM, M, PM, P, PL, L, AL) sur la DISTANCE, l'ERREUR, VCp, VxCp, VyCp, les ROM, Delta Fx, Delta Fy et Delta Fz sont évalués avec des analyses de variances (ANOVA) Groupe x Direction, 2 x 8, avec mesures répétées sur un facteur (direction). Pour discuter l'intérêt de la simplification du test, soit en prenant en compte les directions A, PL et PM (Plisky et al. 2009) ou les directions AM, M et PM (Hertel et al. 2006) des analyses de variance Groupe x Direction, 2 x 3, sont également entreprises pour toutes les variables étudiées. Lorsqu'un effet groupe est noté, un test Post-Hoc de Tukey est réalisé pour étudier les différences entre le groupe ICC et le groupe CTRL. Pour toutes les analyses, le niveau de significativité α est fixé à $p < 0,05$.

III.3. Résultats

III.3.1. Distances atteintes au SEBT

Les résultats concernant la distance atteinte au SEBT sont présentés dans le Tableau 25 et dans la Figure 55. Un effet groupe est noté pour la DISTANCE atteinte au SEBT, en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 7.655$, $p = 0,009$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle une distance atteinte plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (79,9% longueur du MI contre 84,7% de longueur du MI). La prise en considération des 3 directions du « Y balance test® » montre un effet groupe ($F_{1,32} = 5.331$, $p = 0,03$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle une distance atteinte plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (81,3% longueur du MI contre 86,2% de longueur du MI). La prise en considération des 3 directions médiales ne permet pas de mettre en évidence de différence intergroupe ($F_{1,32} = 1.785$, $p = 0,19$) sur notre population.

III.3.2. ERREUR absolue de pointage

Les résultats concernant l'erreur absolue de pointage lors du SEBT sont présentés dans le Tableau 25 et dans la Figure 56. Un effet groupe est noté pour l'ERREUR absolue de pointage, en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 6.418$, $p = 0,02$). Le test Post-Hoc

de Tukey révèle une erreur plus importante pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (6,0° contre 5,1°). La prise en considération des 3 directions du « Y balance test® » ou des 3 directions médiales ne montre aucune différence significative entre les groupes ($F_{1,32} = 3.423$, $p = 0,07$ et $F_{1,32} = 3.920$, $p = 0,06$, respectivement).

Tableau 25. Résultats du SEBT, comparaison de 3 associations de directions entre le groupe ICC et le groupe CTRL. vCP = moyenne des vitesses instantanées du CP, v_xCp = moyenne des vitesses instantanées ML du CP, v_yCP = moyenne des vitesses instantanées AP du CP, Delta Fx = variations de forces ML de réaction du sol, Delta Fy = variations de forces AP de réaction du sol, Delta Fz = variations de forces verticales de réaction du sol

Variable	ICC 8 directions	CTRL 8 directions	valeur du p	ICC directions A, PL, PM	CTRL directions A, PL, PM	valeur du p	ICC directions AM, M, PM	CTRL directions AM, M, PM	valeur du p
Distance (% longueur Membre Inf.)	79,9 ± 9,9	84,7 ± 7,6	0,009	81,4 ± 11,1	86,2 ± 9,2	0,03	88,0 ± 6,9	90,7 ± 5,9	0,19
Erreur absolue de pointage (°)	6,0 ± 2,9	5,1 ± 2,0	0,02	5,7 ± 1,7	4,7 ± 1,7	0,07	6,5 ± 2,2	5,2 ± 1,5	0,06
Temps unipodal (sec)	1,39 ± 0,42	1,91 ± 0,52	0,13	1,38 ± 0,38	1,94 ± 0,44	0,09	1,41 ± 0,28	1,71 ± 0,38	0,41
vCP (cm.s ⁻¹)	11,6 ± 2,3	13,6 ± 2,7	0,006	11,8 ± 1,9	14,0 ± 3,1	0,01	11,47 ± 1,79	14,46 ± 2,52	0,003
v _x CP (cm.s ⁻¹)	4,9 ± 1,6	6,4 ± 1,6	<0,001	5,3 ± 1,6	6,8 ± 1,7	<0,001	4,15 ± 1,32	6,17 ± 1,77	<0,001
v _y CP (cm.s ⁻¹)	9,4 ± 2,3	10,6 ± 2,7	0,07	9,3 ± 1,8	10,9 ± 3,0	0,07	9,76 ± 1,79	11,74 ± 2,30	0,047
Delta Fx (N.kg ⁻¹)	0,055 ± 0,018	0,067 ± 0,020	<0,001	0,055 ± 0,013	0,067 ± 0,018	0,003	0,056 ± 0,019	0,070 ± 0,020	0,004
Delta Fy (N.kg ⁻¹)	0,055 ± 0,016	0,067 ± 0,021	0,002	0,057 ± 0,014	0,068 ± 0,018	0,049	0,054 ± 0,016	0,069 ± 0,018	0,008
Delta Fz (N.kg ⁻¹)	0,212 ± 0,076	0,218 ± 0,077	0,8	0,218 ± 0,082	0,221 ± 0,095	0,91	0,238 ± 0,069	0,259 ± 0,066	0,52

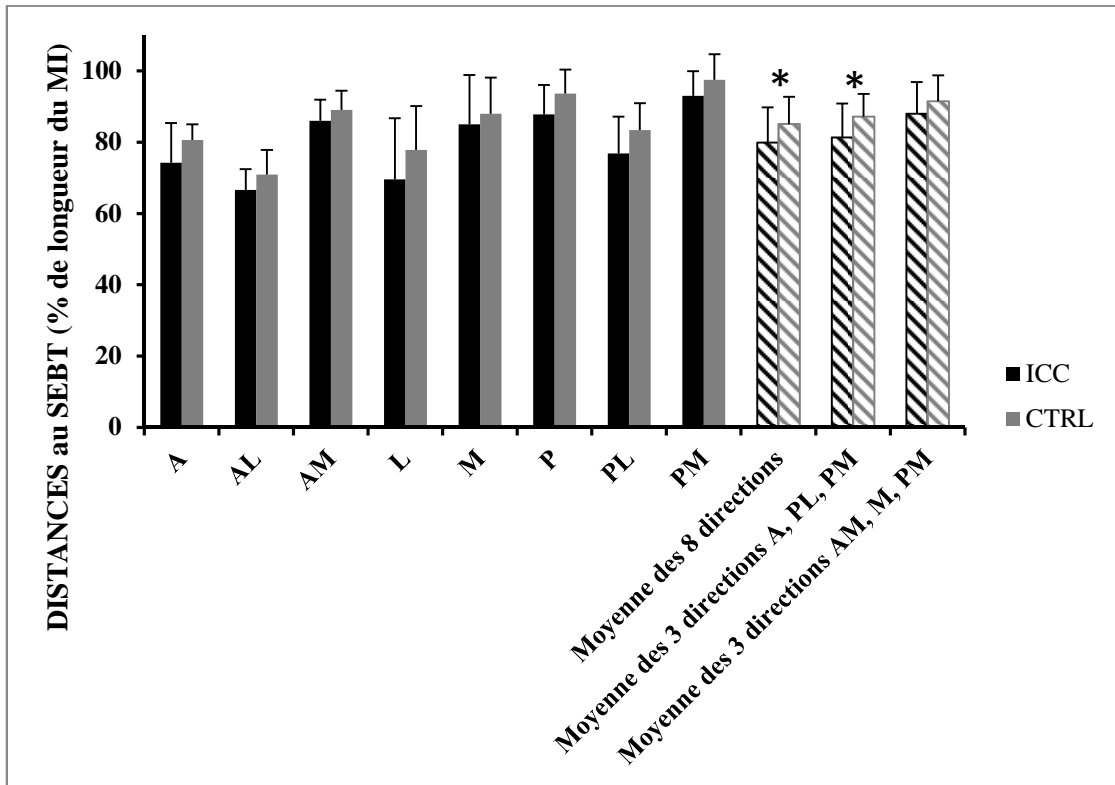


Figure 55. DISTANCES atteintes (% longueur du membre inférieur) au SEBT. * désigne une différence significative entre les groupes ($p < 0,05$)

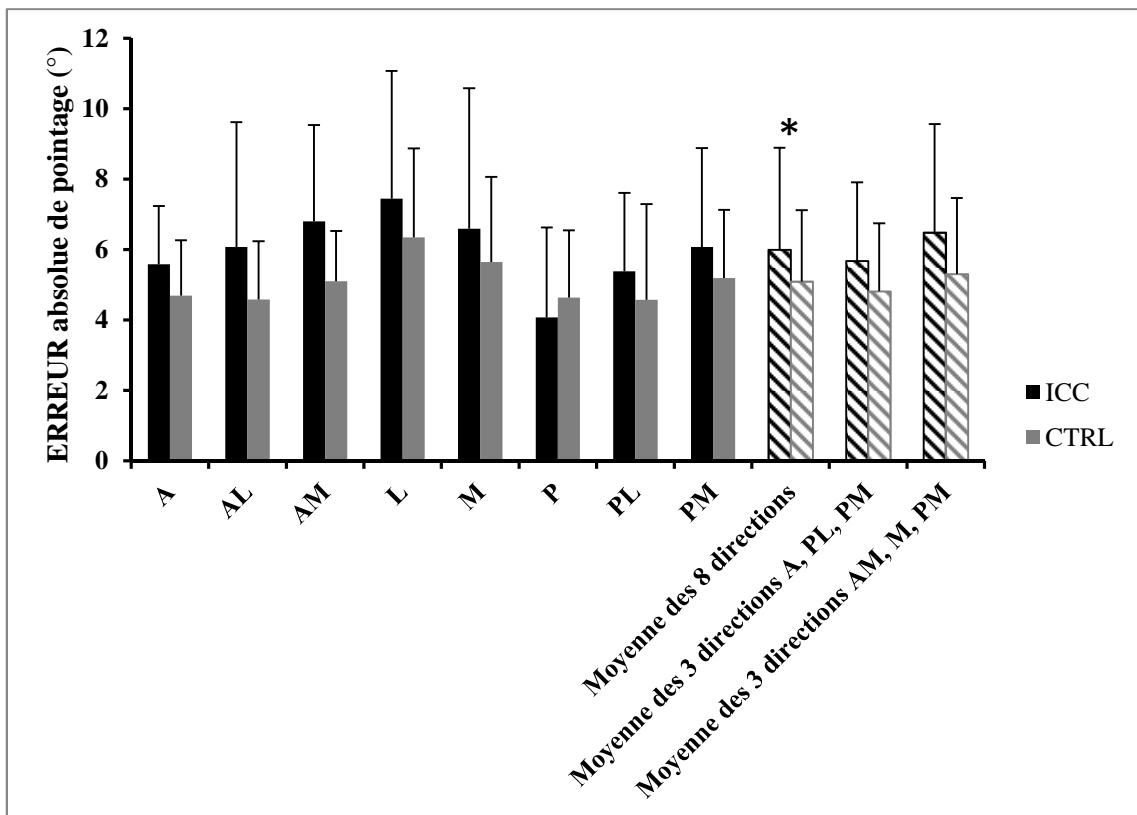


Figure 56. Erreurs absolues de pointage (°) lors du SEBT. * désigne une différence significative entre les groupes

III.3.3. Temps d'équilibre unipodal

Les résultats concernant le temps d'équilibre unipodal sont présentés dans le Tableau 25. Aucun effet significatif n'est noté entre les groupes pour le TEMPS UNIPODAL, que ce soit en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 2.357$, $p = 0,13$), les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 2.989$, $p = 0,09$) ou les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 0.696$, $p = 0,41$).

III.3.4. Moyenne des vitesses instantanées du CP

Les résultats concernant les vitesses instantanées de déplacement du CP sont présentés dans le Tableau 25. Un effet groupe est noté pour v_{CP} en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 8.871$, $p = 0,006$) ou les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 6.944$, $p = 0,01$), ou encore les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 10.913$, $p = 0,003$). Les tests Post-Hoc de Tukey montrent une vitesse de CP plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL en prenant en considération les 8 directions de l'étoile (11,6 cm.s^{-1} contre 13,6 cm.s^{-1}) ou les 3 directions du « Y balance test® » (11,8 cm.s^{-1} contre 14,0 cm.s^{-1}) ou encore les 3 directions médiales (11,5 cm.s^{-1} contre 14,5 cm.s^{-1}).

Un effet groupe est noté pour v_xCP en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 36.587$, $p < 0,001$) ou les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 15.710$, $p < 0,001$) ou encore les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 24.742$, $p < 0,001$). Les tests Post-Hoc de Tukey révèlent une vitesse de déplacement médio-latéral du CP plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL pour les 8 directions (4,9 cm.s^{-1} contre 6,4 cm.s^{-1}), pour les 3 directions du « Y balance test® » (5,3 cm.s^{-1} contre 6,8 cm.s^{-1}) ou encore pour les 3 directions médiales (4,2 cm.s^{-1} contre 6,2 cm.s^{-1}).

Aucun effet groupe n'est noté pour v_yCP en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 3.358$, $p = 0,07$) ni en prenant en considération les directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 3.605$, $p = 0,07$). En revanche, un effet groupe est noté en prenant en considération les distances médiales de l'étoile ($F_{1,32} = 4.264$, $p = 0,05$). Le test post-Hoc de Tukey révèle une vitesse v_yCP plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (9,8 cm.s^{-1} contre 11,7 cm.s^{-1}).

III.3.5. Variations de force de réaction du sol

Les résultats concernant les variations de forces de réaction du sol, normalisées par la masse corporelle d participant sont présentés dans le Tableau 25.

Un effet groupe est noté pour la variation de force médio-latérale de réaction du sol (Delta F_x) en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 16.031$, $p = 0,0004$) ou les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 10.411$, $p = 0,003$) ou encore les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 9.864$, $p = 0,004$). Les tests Post-Hoc de Tukey révèlent une variation de force médio-latérale plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL pour les 8 directions (0,055

N.kg⁻¹ contre 0,067 N.kg⁻¹), pour les 3 directions du « Y balance test® » (0,055 N.kg⁻¹ contre 0,067 N.kg⁻¹) ou encore pour les 3 directions médiales (0,056 N.kg⁻¹ contre 0,070 N.kg⁻¹).

Un effet groupe est noté pour la variation de force antéro-postérieure de réaction du sol (Delta Fy), en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 10.622$, $p = 0,002$) ou les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 4.175$, $p = 0,049$) ou encore les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 8.161$, $p = 0,008$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle une variation de force antéro-postérieure plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL pour les 8 directions (0,055 N.kg⁻¹ contre 0,067 N.kg⁻¹), pour les 3 directions du « Y balance test® » (0,057 N.kg⁻¹ contre 0,068 N.kg⁻¹) et pour les 3 directions médiales (0,054 N.kg⁻¹ contre 0,069 N.kg⁻¹).

Aucun effet groupe n'est noté pour la variation de force verticale (Delta Fz) de réaction du sol en prenant en considération des 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 0.063$, $p = 0,80$), ni en prenant en considération les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 0.014$, $p = 0,91$), ni en prenant en considération les 3 directions médiales de l'étoile ($F_{1,32} = 0.417$, $p = 0,52$).

III.3.6. Amplitudes articulaires du membre inférieur (ROM)

Les résultats concernant les amplitudes articulaires sont présentés dans le Tableau 26.

Un effet groupe est noté pour le ROM de prono/supination (PS) de la cheville en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 7.995$, $p = 0,008$) ou les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 11.895$, $p = 0,002$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle un ROM de PS plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL avec les 8 directions (5,4° contre 7,4°) ou avec les 3 directions médiales (5,2° contre 7,6°). Aucun effet groupe n'est montré en prenant en considération les 3 directions du « Y balance test® » pour le ROM de PS de la cheville ($F_{1,32} = 3,888$, $p = 0,06$).

Un effet groupe est noté pour le ROM d'adduction/abduction (AdAb) de la cheville en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 4.726$, $p = 0,04$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle un ROM d'AdAb de la cheville plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (4,7° contre 5,8°). Aucun effet groupe n'est noté en prenant en considération les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 3.852$, $p = 0,06$), ni en prenant en considération les 3 directions médiales de l'étoile ($F_{1,32} = 2.821$, $p = 0,10$).

Un effet groupe est noté pour le ROM de rotation médiale/rotation latérale (RmRl) du genou en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 4.893$, $p = 0,03$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle un ROM de RmRl du genou plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (8,3° contre 9,8°). Aucun effet groupe n'est noté en prenant en considération les 3

directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 2.426$, $p = 0,13$), ni en prenant en considération les 3 directions médiales de l'étoile ($F_{1,32} = 4.000$, $p = 0,051$).

Un effet groupe est noté pour le ROM de RmRI de la hanche en prenant en considération les 8 directions de l'étoile ($F_{1,32} = 8.428$, $p = 0,007$) ou les 3 directions du « Y balance test® » ($F_{1,32} = 9.197$, $p = 0,004$) ou encore les 3 directions médiales ($F_{1,32} = 25.991$, $p < 0,001$). Le test Post-Hoc de Tukey révèle un ROM de RmRI de la hanche plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL avec les 8 directions ($16,3^\circ$ contre $19,9^\circ$) ou avec les 3 directions du « Y balance test® » ($15,4^\circ$ contre $19,5^\circ$) ou encore les 3 directions médiales ($16,9^\circ$ contre $24,2^\circ$).

Aucun effet groupe n'est noté pour les ROM de flexion/extension de hanche, de genou et de cheville ainsi que pour les ROM d'adduction/abduction de genou et de hanche, et ce quel que soit le nombre de directions prises en considération ($p > 0,05$).

Tableau 26. Résultats du SEBT : amplitudes articulaires mobilisées au niveau de la hanche, du genou et de la cheville, comparaison de 3 associations de directions entre le groupe ICC et le groupe CTRL. ROM : amplitude articulaire, FE = Flexion/Extension, PS = Prono-Supination, AdAb = Adduction/Abduction, RmRl = Rotation médiale/Rotation latérale.

Variable	ICC 8 directions	CTRL 8 directions	valeur du p	ICC directions A, PL, PM	CTRL directions A, PL, PM	valeur du p	ICC directions AM, M, PM	CTRL directions AM, M, PM	valeur du p
ROM cheville FE (°)	13,9 ± 4,2	15,3 ± 3,9	0,45	14,4 ± 3,1	15,8 ± 3,4	0,44	13,3 ± 3,3	14,6 ± 3,3	0,56
ROM cheville PS (°)	5,4 ± 2,6	7,4 ± 3,0	0,008	5,7 ± 2,9	7,6 ± 2,7	0,06	5,2 ± 1,8	7,6 ± 2,9	0,002
ROM cheville AdAb (°)	4,7 ± 1,9	5,8 ± 1,9	0,04	4,5 ± 1,7	5,6 ± 2,0	0,06	4,9 ± 1,8	5,9 ± 1,5	0,1
ROM genou FE (°)	33,0 ± 9,9	39,0 ± 11,6	0,18	34,8 ± 8,6	41,1 ± 11,7	0,15	29,1 ± 6,6	35,1 ± 8,3	0,29
ROM genou AdAb (°)	2,8 ± 1,3	3,8 ± 1,5	0,07	2,8 ± 1,5	3,7 ± 1,6	0,06	3,1 ± 1,3	3,9 ± 1,2	0,15
ROM genou RmRl (°)	8,3 ± 3,4	9,8 ± 3,9	0,03	7,5 ± 2,3	8,8 ± 3,5	0,13	9,3 ± 2,5	11,1 ± 3,5	0,054
ROM hanche FE (°)	29,8 ± 19,8	34,7 ± 20,5	0,14	32,5 ± 22,5	37,9 ± 24,1	0,17	26,9 ± 19,6	34,6 ± 21,9	0,08
ROM hanche AdAb (°)	14,4 ± 5,2	15,6 ± 5,6	0,38	14,4 ± 5,8	16,2 ± 6,4	0,24	14,4 ± 3,8	15,7 ± 5,1	0,43
ROM hanche RmRl (°)	16,3 ± 8,8	19,9 ± 9,4	0,007	15,4 ± 9,0	19,5 ± 9,4	0,004	16,9 ± 7,4	24,2 ± 10,0	<0,001

III.4. Discussion

L'objectif principal de l'étude est d'évaluer l'intérêt de l'utilisation d'un système d'analyse 3D du mouvement pour quantifier l'équilibre dynamique par le SEBT et ainsi discriminer les participants ICC des CTRL, tant par la mesure des distances atteintes, que par les variables spécifiques que le système utilisé permet de mesurer. Le principal résultat de l'étude est la limitation de l'allonge pour les participants souffrant d'une ICC en comparaison des participants du groupe CTRL (Figure 55) et ce pour toutes les directions. En effet, la distance moyenne calculée pour les 8 directions est de 79,9% de la longueur du membre inférieur pour le groupe ICC et de 84,7% de la longueur du membre inférieur pour le groupe CTRL. L'efficacité de ce test pour détecter les blessures du membre inférieur a déjà été prouvée (Plisky et al. 2006), et d'autres auteurs ont également montré que ce test permet de mettre en avant des différences significatives des limitations de l'allonge des sujet se plaignant d'une ICC par rapport aux sujets sains pour au moins une des 8 directions de l'étoile (Gribble et al., 2012; Gribble et al., 2004; Hoch et al., 2012; Olmsted et al., 2002; Plante & Wikstrom, 2013).

La focalisation sur les directions du « Y-balance test® », répondant à l'objectif secondaire de l'étude concernant une réduction du nombre de directions, c'est-à-dire les directions antérieure (A), postéro-latérale (PL) et postéro-médiale (PM) (Figure 53, b et c), semble utile pour détecter des déficits d'allonge, puisque les participants ICC atteignent des distances significativement plus faibles que les participants CTRL (81,3% de la longueur du membre inférieur contre 86,2% de la longueur du membre inférieur, Figure 55). Ceci confirme les résultats de Plante et Wikstrom (2013) (Plante & Wikstrom 2013), mais pas ceux de Martinez-Ramirez (2010) (Martínez-Ramírez et al. 2010) qui n'ont pas mis en évidence de différence significative en étudiant ces 3 directions. Il a également été suggéré que pour discriminer des participants ICC de participants CTRL, la seule étude des composantes médiales (AM, M, PM) de l'étoile s'avère suffisante selon Hertel et al. 2006. L'analyse statistique intergroupe de ces 3 directions ne révèle pas de différence significative entre les groupes dans notre étude (Figure 55). Par conséquent, en se fondant sur les résultats de notre étude, avec la nouvelle méthode de mesure, la simplification de la procédure du SEBT serait plus efficace en utilisant les directions du « Y-balance test® » plutôt que celles suggérées par Hertel et al (2006).

Dans toutes les études portant sur le SEBT, les distances atteintes sont mesurées manuellement grâce à une matérialisation de l'étoile avec une bande d'adhésif disposée sur le sol par l'expérimentateur (Figure 53, a). Bien qu'une bonne reproductibilité et que la validité du SEBT soient évoquées (Hertel et al. 2000; Gribble et al. 2012), les mesures manuelles peuvent influencer le résultat final, surtout si plusieurs expérimentateurs réalisent les mesures (Terada et al. 2014). L'utilisation de caméras optoélectroniques, couplées à un programme Matlab® pour mesurer les distances atteintes est une alternative pour exclure l'influence de l'expérimentateur sur la variable mesurée d'une part, et pour augmenter la précision de l'évaluation d'autre part.

De plus, l'utilisation de caméras optoélectroniques dans la procédure du SEBT autorise d'autres mesures, telle que la quantification des amplitudes articulaires (ROM) mobilisées pendant la phase d'appui unipodal. L'analyse de ces amplitudes montre une limitation des amplitudes des participants ICC par rapport aux participants CTRL (Tableau 26).

L'amplitude de prono-supination et d'adduction-abduction de la cheville ($F_{1,32} = 7.994$, $p = 0,008$ et $F_{1,32} = 4.726$, $p = 0,04$, respectivement), de rotation interne-externe du genou et de la hanche ($F_{1,32} = 4,893$, $p = 0,03$ et $F_{1,32} = 8,428$, $p = 0,007$, respectivement) sont en effet significativement plus faibles pour le groupe ICC, en comparaison du groupe CTRL (Tableau 25). Ces données permettent donc de mettre en évidence que les participants souffrant d'une ICC réalisent moins de mouvements que les participants du groupe CTRL, principalement dans le plan frontal et le plan transverse. La quantification de la moyenne des vitesses instantanées du CP, permise par l'intégration au sol de plateformes de force dans le laboratoire d'analyse du mouvement, a montré une réduction de celles-ci pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL ($F_{1,32} = 8,871$, $p = 0,005$), et ce résultat est principalement dû à la composante médio-latérale de cette vitesse de déplacement, significativement différente entre les groupes ($F_{1,32} = 36,587$, $p < 0,001$) alors que la composante antéro-postérieure ne révèle pas de différence significative intergroupes ($F_{1,32} = 3,358$, $p = 0,07$). Cette plus faible vitesse de déplacement peut aisément être liée à de plus faibles et/ou moins rapides mouvements du corps pendant cette phase d'appui unipodal, comme l'ont suggéré les résultats sur les ROM. Ce résultat pourrait ainsi témoigner d'une stratégie visant à rigidifier le membre inférieur, comme cela a pu être suggéré dans une étude ayant induit une perturbation dynamique pendant une phase d'appui unipodal (Dos Santos, Gorges, & Rios, 2014), en minimisant les amplitudes articulaires mobilisées.

Les variations des forces selon l'axe médio-latéral, ainsi que sur l'axe antéro-postérieur durant la réalisation du SEBT sont significativement plus faibles ($F_{1,32} = 16,031$, $p < 0,001$ et $F_{1,32} = 10,622$, $p < 0,001$, respectivement) pour les participants du groupe ICC comparée aux participants du groupe CTRL (Tableau 25). Ce résultat permet, en s'appuyant sur la 2^{ème} loi de Newton, de noter que les participants ICC génèrent des accélérations médio-latérales et antéro-postérieures du corps plus faibles durant cette phase d'appui unipodal (Gillet et al. 2003). Les ROM quantifiés, les vitesses instantanées du CP ainsi que les variations de forces de réaction du sol, et par extrapolation les accélérations du corps, permettent donc d'obtenir des informations importantes quant à la stratégie mise en œuvre par les participants ICC durant une phase d'appui unipodal lors de la réalisation du SEBT. En effet, ces variables permettent d'avancer l'idée que les ICC réalisent des mouvements de plus faible amplitude et moins rapidement durant ce test. Ces renseignements pourraient donc témoigner d'une stratégie de protection illustrée par la limitation des mouvements de prono-supination qui mettent en tension les ligaments collatéraux de la cheville, et donc les contraintes articulaires. Ainsi, la plus faible mobilisation articulaire

est un élément important qui permet d'expliquer la limitation des distances atteintes lors du SEBT pour les participants du groupe ICC par rapport à ceux du groupe CTRL.

Un autre résultat important rendu possible par l'utilisation d'un système d'analyse du mouvement est que l'ERREUR absolue lors de la tâche de pointage, s'est révélée significativement différente entre les membres des 2 groupes de l'étude (6.0° pour le groupe ICC et 5.1° pour le groupe CTRL, $F_{1,32} = 6,087$, $p = 0,02$). Il est toutefois important de préciser que cette différence significative intergroupe n'est mise en évidence que lors de l'intégration des 8 directions de l'étoile (Tableau 25, Figure 56). Un élément qui pourrait expliquer la différence concernant cette erreur de pointage est que la diminution de la durée d'un mouvement de pointage avec le membre supérieur peut entraîner une diminution de la précision du pointé (Keele & Posner 1968). Dans notre étude, le temps de réalisation n'est pas significativement différent entre les groupes ($F_{1,32} = 2.357$, $p = 0,13$), mais les participants ICC tendent à réaliser le SEBT plus rapidement que les participants CTRL (1,4 s contre 1,9 s, respectivement). De plus, la diminution de la précision et de la distance au SEBT à cause d'un temps de réalisation trop faible a déjà été évoqué par certains auteurs (Kinzey & Armstrong 1998). La proprioception peut également être impliquée car il s'agit d'un élément important pour la bonne réalisation du SEBT (Plisky et al. 2009) et plus généralement pour la qualité du contrôle postural dynamique (Verhagen et al. 2004). Cette idée est également confortée par le fait qu'un entraînement proprioceptif permet l'amélioration de la performance lors de ce test (Peres et al. 2014).

III.5. Conclusion

La réalisation du SEBT dans un laboratoire du mouvement équipé de caméras optoélectroniques et de plateformes de force permet de discriminer plus précisément les ICC des sujets CTRL par rapport à une mesure classique, réalisée manuellement puisque les mesures réalisées avec les caméras permettent une précision au millimètre. Les résultats obtenus témoignent globalement d'une altération de l'équilibre postural dynamique des personnes souffrant d'une ICC. La nouvelle méthode de mesure permet en outre de majorer la précision, mais aussi de se soustraire à une quantification des distances expérimentateur dépendante. De plus, les distances atteintes dans les directions spécifiques du « Y balance test® » sont significativement plus faibles pour les participants ICC comparés aux CTRL. Toutefois, des différences significatives ne sont pas mises en avant pour toutes les variables de notre étude dans ces 3 directions. La simplification de la procédure du SEBT, en réduisant à l'étude des 3 directions A, PM et PL, est donc intéressante de par le gain de temps qu'elle occasionne et parce que l'étude de ces 3 directions est suffisante pour discriminer des sujets souffrant d'une ICC de sujets asymptotiques. Toutefois, l'intégration des 5 autres directions du SEBT permet d'obtenir plus d'informations sur la stratégie mise en œuvre par les ICC, grâce aux nouvelles variables proposées. Ces

informations pourraient révéler une stratégie de protection par la limitation des accélérations du corps, illustrée par une plus faible variation de force de réaction médio-latérale et antéro-postérieure, et par la limitation des mouvements, illustrée par de plus faibles amplitudes articulaires et vitesses du CP. Cette stratégie peut être mise en place en raison de l'altération proprioceptive sur la cheville du membre inférieur en appui, supposée par la diminution de la précision du pointé, et évoquée dans la littérature pour caractériser la pathologie.

La proprioception est un élément incriminé dans la littérature scientifique pour expliquer les plus faibles allonges lors du SEBT, mais également pour caractériser la pathologie. Par voie de conséquence, un dispositif visant à caractériser les aptitudes proprioceptives des participants étant concernés par des ICC a été mis en place, et fait l'objet de la prochaine étude de ce manuscrit.

V. ETUDE 3 : REPOSITIONNEMENT ARTICULAIRE

V.1. Introduction

La pathologie de l'ICC a fait l'objet de nombreuses publications scientifiques et médicales, et une altération des afférences proprioceptives a déjà été largement évoquée pour caractériser, voire définir, cette pathologie (Freeman 1965; Freeman & Dean 1965; Tropp 2002; Hertel 2002; Munn et al. 2010; Delahunt 2007). Différentes procédures expérimentales ont été mises en place par des chercheurs afin de mettre en avant un éventuel déficit proprioceptif pour les personnes souffrant d'ICC. En effet, des procédures visant à détecter un mouvement de la cheville et ce, dans des mouvements d'inversion, d'éversion, de flexions dorsale et plantaire, ont été étudiées afin de mesurer la capacité qu'on les sujets atteints d'ICC à détecter ces différents mouvements (Garn & Newton 1988; Forkin et al. 1996; Hubbard & Kaminski 2002; De Noronha & Refshauge 2007). Aussi, d'autres auteurs se sont intéressés à la faculté qu'ont les sujets atteints de cette pathologie à reproduire une force, sur leur cheville lésée, après un apprentissage sur cette même cheville (Kim et al. 2014; Arnold & Docherty 2006; Docherty 2006; Docherty & Arnold 2008). Enfin, une procédure a été répétée à de nombreuses reprises pour quantifier l'aptitude proprioceptive des sujets ayant une ICC : le repositionnement articulaire actif et/ou passif (Bernier & Perrin 1998; Gross 1987; Boyle & Negus 1998; Konradsen et al. 1993; Docherty et al. 1998; Konradsen et al. 1998; Halasi et al. 2005; Lee & Lin 2008; Sekir et al. 2007; Willems et al. 2002). Ces tests sont respectivement nommés « AJPS » (Active Joint Position Sense) et « PJPS » (Passive Joint Position Sense) dans la littérature scientifique. Ces tests ont pour intérêt de montrer la capacité qu'ont les patients atteints d'une ICC à reproduire un angle articulaire, ici au niveau de l'articulation de la cheville, dans des conditions passives et/ou actives. Cette procédure expérimentale est réalisée avec un ergomètre isocinétique (Konradsen et al. 1998; Halasi et al. 2005; Willems et al. 2002; Lentell et al. 1995) ou avec des appareils spécifiquement élaborés pour ce type de mesure (Yokoyama et al. 2008; Witchalls et al. 2014; Kim et al. 2014; Eils & Rosenbaum 2001; Boyle & Negus 1998). Durant celle-ci, la cheville est dans un premier temps placée à un angle spécifique, celui-ci représentant la cible et ce dans un mouvement spécifique. Par la suite, la cheville du sujet doit être repositionnée dans la position cible, soit de manière passive lors de la procédure « PJPS » ou de manière active lors de la procédure « AJPS ». Lorsque le participant pense avoir atteint la cible, il lui suffit d'activer un interrupteur afin de stopper le mouvement de la machine, et ainsi, l'angle pourra être mesuré à cet instant précis. La différence en degrés entre la position cible de la cheville et sa position lors de l'interruption de la procédure permettra donc de quantifier l'aptitude des sujets à repositionner leur articulation. Ces procédures sont, comme pour la détection de mouvement, réalisées lors de mouvement d'inversion, d'éversion, de flexion dorsale et de flexion plantaire du pied.

L'efficacité de ces tests pour détecter une ICC a été démontrée, mais ces différentes procédures contiennent certaines limites physiopathologiques. En effet, lors des tests « AJPS » et « PJPS », la mesure est réalisée sans mise en charge. En effet, le pied du sujet est placé dans un adaptateur « pied/cheville » spécifique à l'ergomètre isocinétique utilisé, et n'est en aucun cas en appui sur le sol. L'intérêt de ces tests n'est pas à remettre en cause, mais il semblerait intéressant de trouver un dispositif expérimental permettant de mesurer la capacité qu'ont les sujets à reproduire un angle, mais lors d'une situation avec une mise en charge, en appui sur le sol puisque les traumatismes latéraux de la cheville apparaissent lorsque la cheville se trouve dans ces conditions. L'objectif de cette étude est donc d'étudier la faculté qu'ont les participants souffrant d'une ICC à repositionner de manière active le complexe pied/cheville lors d'une situation où le membre inférieur est en charge, et ce, grâce à un dispositif novateur. L'hypothèse formulée est que ces participants seraient moins performants que des participants ne se plaignant d'aucune instabilité de la cheville pour reproduire un angle précédemment mesuré, quel que soit le test, à savoir inversion, éversion ou flexion plantaire. L'intérêt de la segmentation du pied est également discuté, puisque le modèle biomécanique utilisé permet de distinguer les erreurs produites au niveau de la cheville, de l'articulation sous-talienne, du médio-pied ainsi qu'au niveau de l'avant-pied.

V.2. Matériel et méthodes

V.2.1. Participants

Pour ce test, un groupe de 20 sujets présentant une ICC (8 femmes et 12 hommes) et un groupe de 20 sujets asymptomatiques (7 femmes et 13 hommes) ont été étudiés. Aucune différence anthropométrique significative n'est constatée entre les groupes. Le score au FAAM et au FAAM Sport est néanmoins différent entre les groupes (Tableau 27).

Tableau 27. Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude (moyenne ± écart-type)

Variable	ICC	CTRL	valeur du p
Age (années)	27,4 ± 8,1	28,3 ± 9,1	0,74
Taille (m)	1,74 ± 0,1	1,75 ± 0,1	0,58
Masse (kg)	75,9 ± 19,3	68,9 ± 13,0	0,19
GW (nombre / an)	23,5 ± 24,1	0 ± 0	< 0,001
Entorses (nombre)	5,2 ± 4,6	0,4 ± 0,8	< 0,001
FAAM (%)	92,2 ± 5,5	100 ± 0	< 0,001
FAAM Sports (%)	80,9 ± 13,3	100 ± 0	< 0,001

V.2.2. Dispositif expérimental

La procédure expérimentale mise en place consiste à repositionner le complexe pied/cheville dans une position précédemment établie lors d'une phase d'apprentissage, grâce à l'utilisation d'une cale en bois recouverte de linoléum à l'aide du système d'analyse tridimensionnel (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) décrit dans le chapitre 2. Cette mesure concerne un repositionnement en flexion plantaire, en inversion, et en éversion. Les cales utilisées décrivent un angle de 25° pour la flexion plantaire, de 20° pour l'inversion et 10° pour l'éversion. Lors des 3 tests, les 2 talons sont alignés suivant l'axe antéro-postérieur et les malléoles sont placées à des hauteurs semblables.

Pour le test de flexion plantaire, le sujet se tient pieds nus en appui bipodal, un appui sur une cale avec les métatarses sur le sol et l'autre sur un marche-pied (Figure 57). Cette position est maintenue pendant 30 secondes. Ensuite, l'expérimentateur ôte la cale, demande au participant de reposer sa plante de pied sur le sol en maintenant la position sur les métatarses pendant quelques secondes, puis il demande au participant d'essayer de replacer le complexe pied/cheville au même angle que lorsque la cale était en place. Pour ce faire, l'appui sur les métatarses est maintenu, ainsi que l'appui controlatéral sur le marche-pied. Lorsque le sujet pense avoir atteint la cible, il l'indique à l'expérimentateur, qui enregistre la position du complexe pied/cheville du participant grâce au système d'analyse tridimensionnel.

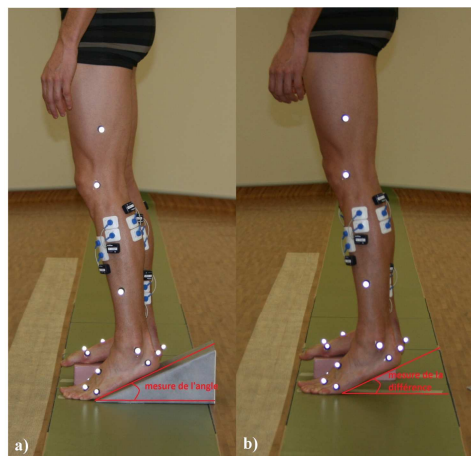


Figure 57. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en flexion plantaire. a) phase d'apprentissage, b) phase de repositionnement

Pour le test en inversion, le sujet se tient pieds nus en appui bipodal, avec la cheville testée en appui sur une cale et l'autre appui directement sur le sol (Figure 58). Le bord latéral du pied testé est en contact avec le sol sur toute sa longueur et le reste du pied repose sur la cale. Cette position est maintenue pendant 30 secondes. Ensuite, la même démarche est appliquée par l'expérimentateur et la même consigne est indiquée au participant.

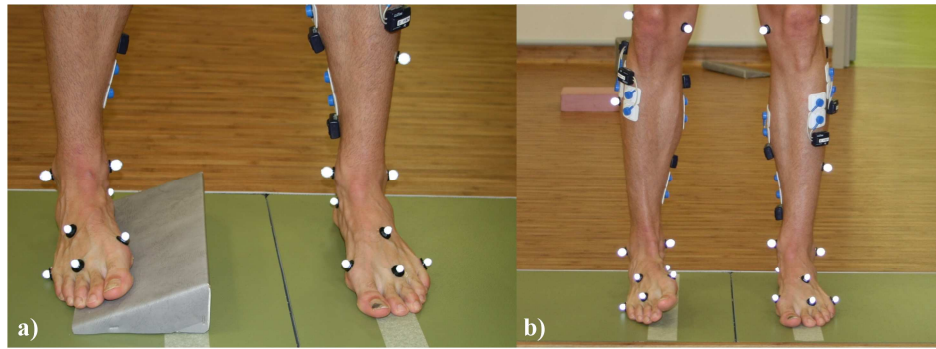


Figure 58. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en inversion. a) phase d'apprentissage, b) phase expérimentale

Pour le test en éversion, le sujet se tient pieds nus en appui bipodal, avec la cheville testée en appui sur une cale et l'autre appui directement sur le sol (Figure 59). Le bord médial du pied testé est en contact avec le sol sur toute sa longueur et le reste du pied repose sur la cale. Cette position est maintenue pendant 30 secondes. Ensuite, la même démarche est appliquée avec la même consigne. La différence, en degrés, entre la position du complexe pied/cheville lorsque la cale est présente et sa position en absence de cale correspond à l'erreur absolue de repositionnement qui est la variable dépendante de ce dispositif.

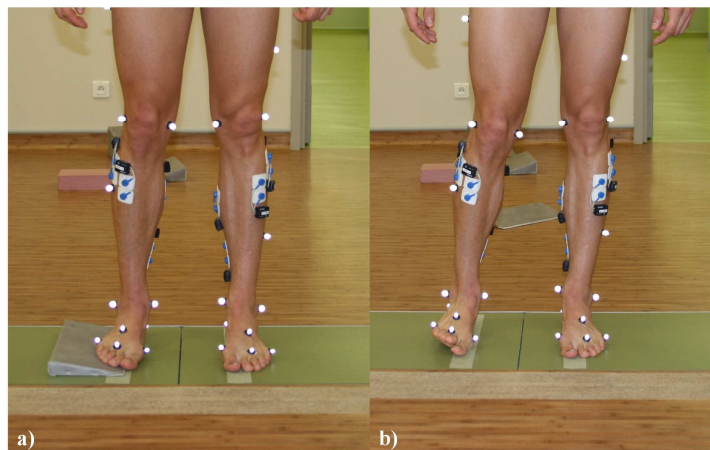


Figure 59. Procédure expérimentale du repositionnement, ici, en éversion. a) phase d'apprentissage, b) phase expérimentale

Durant l'ensemble de la procédure expérimentale, le participant a interdiction de regarder ses pieds et si cette consigne n'est pas respectée, l'intégralité de la mesure est renouvelée. Ce test est réalisé pour la cheville instable pour le groupe ICC, et pour la cheville appariée pour le groupe CTRL. L'ordre des tests est aléatoirement fixé.

V.2.3. Traitement des données

L'enregistrement de la position des marqueurs rétro-réfléchissants au cours du temps permet de quantifier la cinématique articulaire. Lors de ces tests, l'articulation talo-crurale est étudiée, nommée cheville dans les résultats, et elle correspond à l'articulation liant le segment pied au segment jambe. L'articulation sous-talienne est également étudiée, correspondant au mouvement de l'arrière-pied par rapport à la jambe. Enfin, les mouvements de l'avant-pied relatifs à la jambe sont également quantifiés, et correspondent aux résultats nommés avant-pied. Pour chacune de ces articulations, 3 erreurs, en degrés, sont calculées : erreur en flexion/extension, en prono/supination et en adduction/abduction. Pour chaque groupe, une erreur moyenne (\pm écart-type) est donc calculée suivant cette procédure, par participant.

V.2.4. Analyse statistique

Les tests statistiques sont réalisés sur le logiciel Statistica® (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Les données sont reportées en moyenne \pm écart type dans le texte, les figures et les tableaux. La normalité des données est vérifiée à l'aide d'un test Kolmogorov-Smirnov et l'homogénéité des variances est vérifiée par un test de Levene. Pour étudier les éventuelles différences entre les 2 groupes de l'étude, des comparaisons des erreurs moyennes de repositionnement sont entreprises par l'intermédiaire de tests t de Student pour échantillons indépendants. Ainsi, 36 tests t sont réalisés correspondant aux 3 axes (flexion/extension, prono-supination, adduction/abduction) de chaque articulation (cheville, sous-talienne, médio-pied avant pied) lors des 3 tests (inversion, éversion et flexion plantaire). Le niveau de significativité α est fixé à $p < 0,05$.

V.3. Résultats

Les résultats présentés ci-après illustrent les erreurs absolues de repositionnement lors des 3 tests mis en place dans la procédure expérimentale. Les informations relatives à la création des repères locaux essentiels au calcul de ces erreurs ont été présentées dans le chapitre 2 de ce manuscrit. Toutefois, un rappel peut s'avérer nécessaire afin de comprendre au mieux l'ensemble des résultats de cette étude. Les informations relatives à ces repères sont présentées dans la Figure 60.

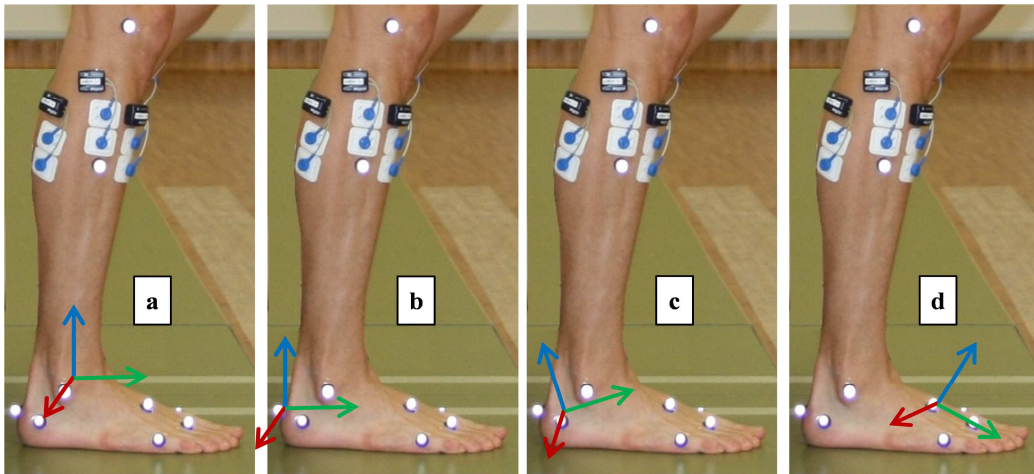


Figure 60. Repères locaux utilisés pour les calculs d'erreur de repositionnement articulaire. a) repère du segment jambe, b) repère du segment pied, c) repère du segment arrière pied, d) repère du segment avant-pied. Les repères a) et b) sont nécessaires au calcul de la cinématique de la cheville. Les repères a) et c) sont nécessaires au calcul de la cinématique de la sous-talienne. Les repères a) et d) sont nécessaires au calcul de la cinématique de l'avant-pied. Les repères c) et d) sont nécessaires au calcul de la cinématique du médio-pied. L'axe rouge représente l'axe de Flexion/Extension, l'axe vert représente l'axe de Prono/Supination et l'axe bleu représente l'axe d'Adduction/Abduction.

V.3.1. Test en Inversion

Une majoration de l'erreur de repositionnement est démontrée lors du test en inversion pour le groupe ICC en comparaison du groupe CTRL sur l'axe de prono-supination de la cheville ($p = 0,03$), de la sous-talienne ($p = 0,02$) ainsi que du médio-pied ($p = 0,01$). Aucune autre différence significative entre les groupes n'est identifiée au cours de ce test. Les résultats de ce test sont présentés dans la Figure 61.

V.3.2. Test en Eversion

Aucune différence significative entre les groupes n'est identifiée au cours de ce test. Les résultats du test en éversion sont présentés dans la Figure 62.

V.3.3. Test en Flexion Plantaire

Aucune différence significative entre les groupes n'est identifiée au cours de ce test. Les résultats du test en flexion plantaire sont présentés dans la Figure 63.

L'ensemble des données relatives aux erreurs réalisées lors des 3 tests de repositionnement articulaire est présenté dans l'annexe 2 de ce manuscrit.

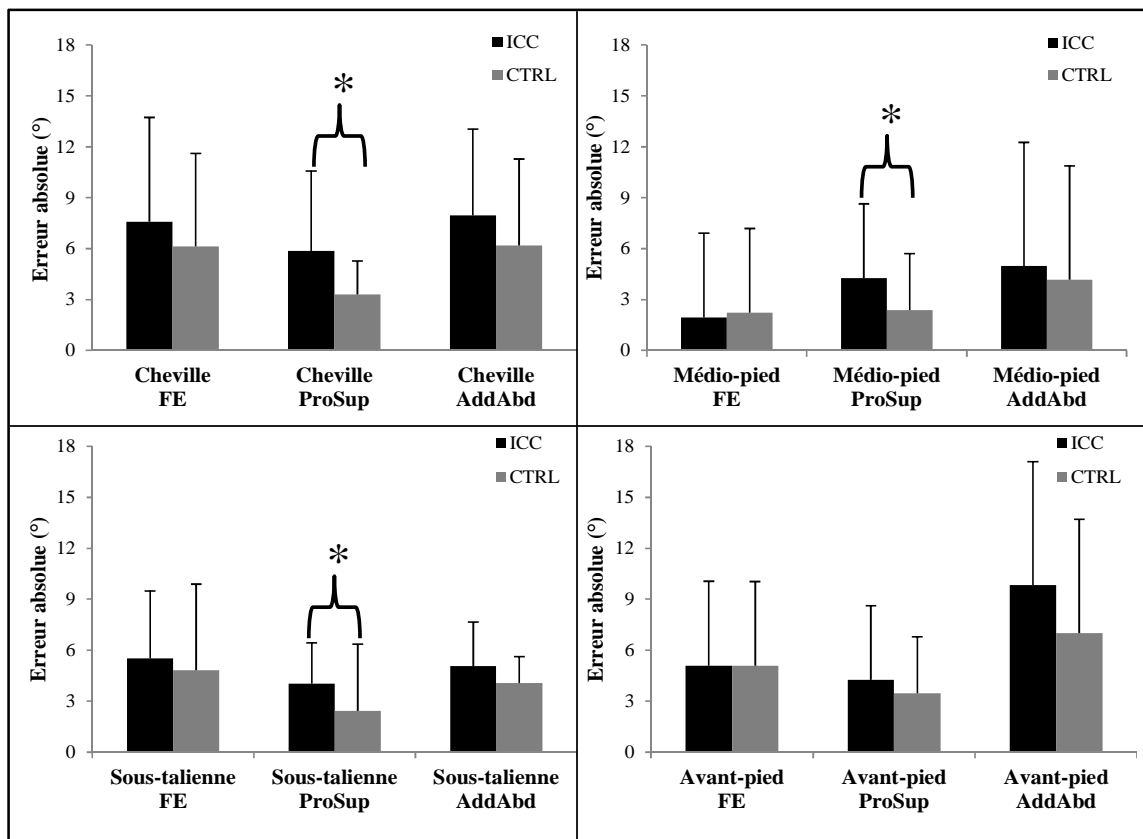


Figure 61. Résultats du test de repositionnement en Inversion pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied. * représente une différence significative entre les groupes ICC et CTRL ($p < 0,05$).

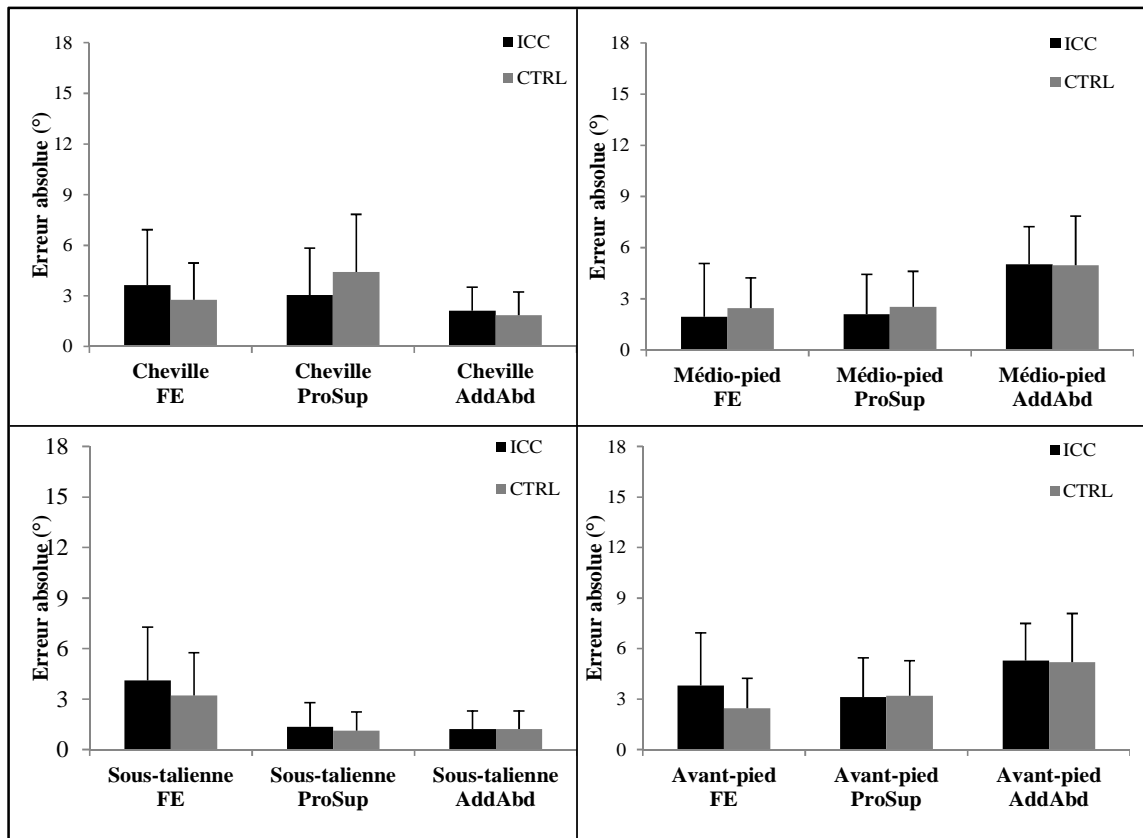


Figure 62. Résultats du test de repositionnement en Eversion pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied.

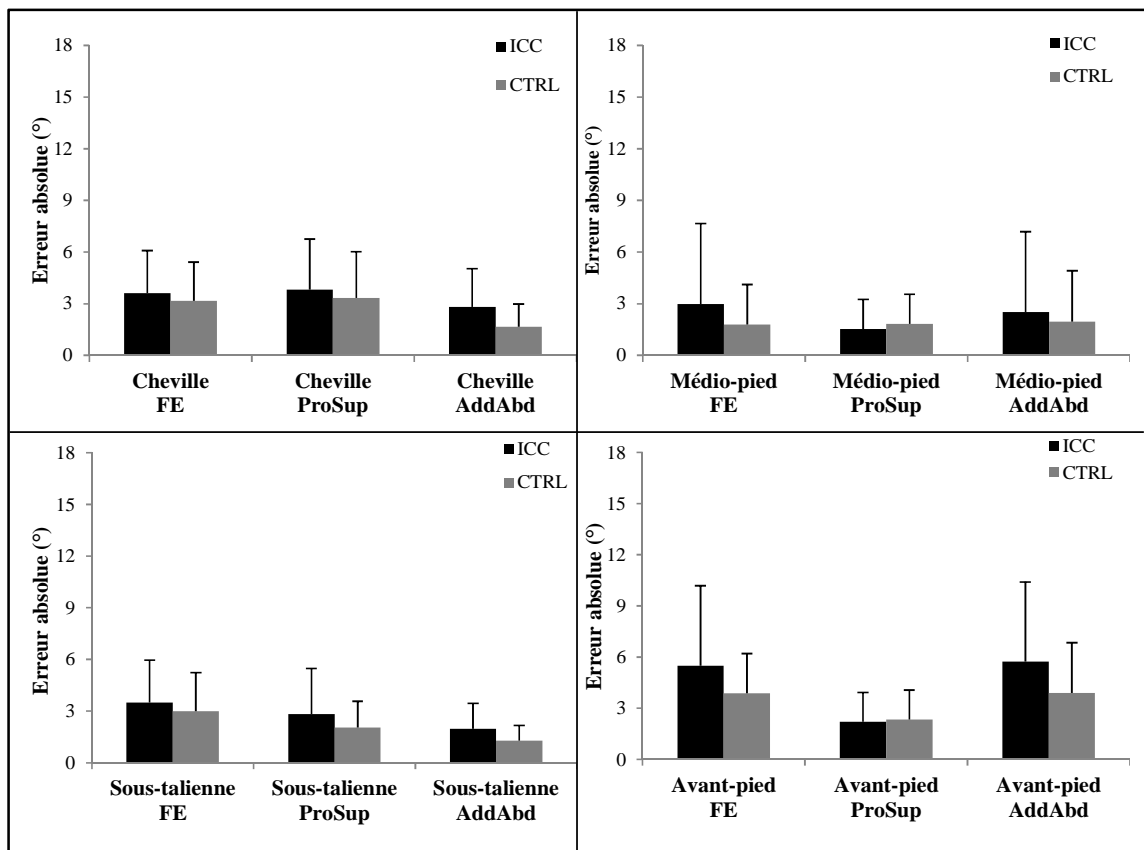


Figure 63. Résultats du test de repositionnement en Flexion plantaire pour la Cheville, la Sous-talienne, le Médio-pied et l'Avant-pied.

V.4. Discussion

L'objectif de notre étude est d'évaluer l'efficacité d'un nouveau dispositif de repositionnement articulaire dans des positions d'inversion, d'éversion et de flexion plantaire, et ce par l'intermédiaire d'une procédure de reproduction d'angle. Un des principaux éléments à mettre en avant grâce à l'analyse des résultats de cette étude est que le test t de Student a mis en évidence des différences significatives entre les 2 groupes uniquement lors du test en inversion, qui est le mouvement lésionnel responsable de l'entorse latérale de la cheville (Puffer 2001; Verhagen et al. 1995). En effet, une majoration significative de l'erreur pour les participants ICC comparés à ceux issus du groupe CTRL est mise en avant pour la Prono/Supination de la cheville (5,9° contre 3,3°, $p = 0,03$), pour la Prono/Supination de l'articulation Sous-Talienne (4,0° contre 2,4°, $p = 0,02$) ainsi que la Prono/Supination du médio-pied (4,3° contre 3,3°, $p = 0,01$). Dans cette étude, l'objectif était de tester une nouvelle procédure pour évaluer les capacités proprioceptives des sujets, et les résultats sont cohérents avec ceux obtenus récemment par des auteurs utilisant le « AMEDA-stand test® » pour caractériser une population ICC (Witchalls et al. 2014). Ce dispositif (Figure 64) vise à évaluer la capacité des participants à détecter 5 angles d'inversion compris entre 10,5 et 14,5° induits par une trappe placée sous un pied lorsque le participant se trouve en station debout (Waddington & Adams 1999), et est donc proche du dispositif expérimental de notre test en inversion. La différence entre les 2 dispositifs réside dans le fait que ces auteurs testent la capacité des sujets à reconnaître un angle d'inversion, alors que notre procédure vise à reproduire ce type d'angle. Dans cette étude, les auteurs ont pu montrer une majoration des erreurs produites par les participants ICC, par rapport à une population saine, ce qui renforce l'intérêt de notre procédure testant la capacité des personnes souffrant de cette pathologie à reproduire un angle d'inversion.

Un autre élément à mettre en avant pour analyser les données obtenues lors de notre étude est le fait que les résultats significatifs concernent l'axe de prono-supination, pour l'articulation de la cheville (talo-crurale) ainsi que pour l'articulation sous-talienne. Il a été montré que l'entorse latérale de cheville se produit à la suite d'un excès de supination (Fong et al. 2009) et il est donc aisé de supposer qu'il existe un lien fort entre le mécanisme lésionnel et les erreurs de repositionnement articulaire. En effet, lors de ce type de traumatismes, une lésion localisée des ligaments collatéraux latéraux de la cheville, et plus précisément des ligaments talofibulaire antérieur, calcanéofibulaire et talofibulaire postérieur, est constatée (Puffer 2001). Par ailleurs, étant donné que les informations proprioceptives issues du compartiment latéral de la cheville proviennent en partie des récepteurs localisés sur ces ligaments (Konradsen 2002), le mécanisme lésionnel peut entraîner une difficulté de ces mécanorécepteurs à coder le degré de supination de la cheville à la suite d'un traumatisme qui a pu allonger le ligament, et donc diminuer la tension du complexe ligamentaire lors d'une supination (Konradsen 2002).

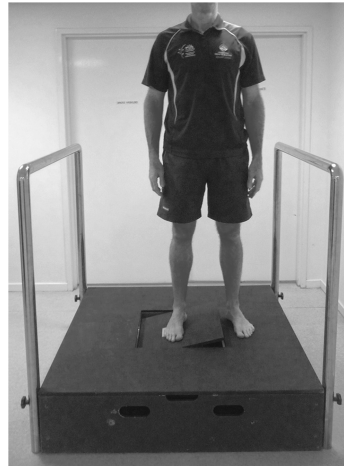


Figure 64. “AMEDA-stand test ®”, dans Witchalls et al. 2014

Dans le modèle biomécanique utilisé dans ce travail de thèse, la cinématique de l'articulation sous-talienne symbolise le mouvement de l'arrière-pied par rapport à la jambe. Ici, il est montré que les participants ICC réalisent des erreurs de repositionnement de cette articulation plus importantes que ceux issus du groupe CTRL lors du test en inversion, sur l'axe de pronosupination. Dans une étude visant à caractériser les différents mécanismes impliqués dans l'ICC, il a été démontré que les traumatismes latéraux de cheville, aigus ou chroniques, se produisent lors d'un excès de supination et d'inversion de l'arrière pied (Hertel 2002). Un lien fort pourrait donc exister entre l'apparition de traumatismes latéraux de la cheville, qu'ils soient aigus ou chroniques, et la majoration des erreurs de repositionnement de l'articulation sous-talienne sur l'axe de pronosupination. De plus, une instabilité localisée au niveau de l'articulation sous-talienne a déjà été révélée pour caractériser l'ICC (Waldecker 2000), ce qui incrimine fortement cette articulation dans la caractérisation de la pathologie. Les erreurs de reproduction de position peuvent donc être directement liées aux lésions dues à l'entorse ou à sa chronicité, puisqu'il a été montré, dans des conditions passives après un traumatisme aigu, que les erreurs de repositionnement étaient majorées pour les sujets ayant subi une entorse, lors d'un mouvement d'inversion (Konradsen et al. 1998). Dans ces conditions passives, les informations proprioceptives permettant au participant de repositionner un segment semblent provenir essentiellement du complexe ligamentaire, puisque l'injection d'un anesthésiant entraîne une augmentation de la production d'erreur de repositionnement passif (Konradsen et al. 1993). Lors de cette recherche, le repositionnement actif a également été étudié, et, l'anesthésie locale n'a pas entraîné d'augmentation de l'erreur. Ce résultat permet de noter que le complexe ligamentaire n'agit pas seul dans l'intégration des afférences proprioceptives, mais que le complexe musculo-tendineux peut également influencer ce type de mesure.

Dans notre étude, le participant doit replacer le complexe pied/cheville dans une position précédemment « apprise », et ce, par l'intermédiaire de mouvements actifs. Il semblerait donc que la majoration significative des erreurs puisse être en partie causée par une dysfonction des récepteurs localisés au niveau des tendons comme les organes tendineux de Golgi, ou encore les

fuseaux neuro-musculaires au niveau des muscles. L'implication des muscles dans les erreurs de reproduction d'angles articulaires a été discutée et démontrée, d'une part car un échauffement permet de diminuer significativement les erreurs lors de ce type de test (Konradsen & Magnusson 2000), et d'autre part car la fatigue musculaire entraîne une augmentation des erreurs (Forestier et al. 2002). De plus, pour caractériser des chevilles instables, des situations de reproduction de force ont également été mises en place, mettant une nouvelle fois en jeu la composante musculaire, et une altération de cette capacité a été mise en évidence pour les patients présentant une ICC (Docherty 2006; Docherty et al. 1998; Kim et al. 2014). Des lésions localisées au niveau du nerf fibulaire commun (Benchortane et al. 2011), ou du nerf fibulaire profond (Nitz et al. 1985), peuvent en partie expliquer une éventuelle dysfonction des mécanorécepteurs musculaires car le système afférent permettant au système nerveux central d'intégrer les informations liées à la position ou à la force et/ou le système efférent dans le cas de la reproduction d'angle, de mouvement ou de force peut être altéré. Cette dysfonction pourrait ainsi être à l'origine de la majoration des erreurs de repositionnement constatées pour le groupe ICC dans notre étude.

Même si des différences en repositionnement articulaire ou encore en détection de mouvement n'ont pas toujours pu être montrées entre des chevilles stables et des chevilles instables (Gross 1987; Willems et al. 2002; Docherty 2006), ce type de test ayant pour objectif de tester les capacités proprioceptives et ou kinesthésiques semble efficace. En effet, une diminution des erreurs après un entraînement proprioceptif a déjà été démontrée (Lee & Lin 2008; Eils & Rosenbaum 2001) ou après un protocole de réentraînement mêlant équilibre dynamique et proprioception (Sefton et al. 2011). Des protocoles de réentraînement en force ont également montré leur efficacité pour diminuer le nombre d'erreurs lors de tests de repositionnement (Sekir et al. 2007; Docherty et al. 1998). Cet élément témoignerait ici aussi de l'influence du complexe musculo-tendineux dans l'efficacité de la réalisation du test, et donc de son altération dans la population ICC.

Un autre fait important est que l'analyse des résultats n'a pas mis en évidence de différence significative pour l'avant-pied, quel que soit le test, et quel que soit l'axe du mouvement (Figure 61, Figure 62, Figure 63). L'absence de différence pour la prono-supination du segment avant-pied lors du test en inversion (Figure 61) apporterait une information importante quant à la mobilisation segmentaire du pied. En effet, en raison de la présence d'erreurs significativement plus importantes pour la prono-supination de la cheville, de l'articulation sous-talienne ainsi que du médio-pied (Figure 61 et Annexe 2 : Résultats obtenus lors des tests de repositionnement articulaire (Etude 2)

), il semblerait que le pied n'agisse pas en un seul bloc dans ce type de tâche comme il aurait été aisé de le supposer. Ce résultat suggère que des torsions de l'avant-pied sont spécifiquement réalisées malgré un lien fort entre l'arrière-pied et l'avant-pied évoqué dans la littérature

(Lundgren et al. 2008) et illustré par les résultats au niveau du médio-pied. Cette idée est également appuyée par le fait que la variation entre les individus est forte pour les erreurs de repositionnement de l'avant-pied selon l'axe de prono-supination, durant le test en inversion (Figure 61). Les structures tendineuses et ligamentaires de l'avant-pied ne semblent donc pas aussi impliquées que les structures des segments proximaux du pied et de la cheville dans les erreurs de repositionnement dans notre étude, ou lorsque la cheville est prise dans sa globalité (Konradsen et al. 1998; Halasi et al. 2005; Willems et al. 2002; Lentell et al. 1995; Yokoyama et al. 2008; Witchalls et al. 2014; Kim et al. 2014; Boyle & Negus 1998b). L'absence de lésion localisée au niveau de l'avant-pied, associée à l'ICC (Choi et al. 2008; Hintermann et al. 2002), pourrait suggérer que les récepteurs proprioceptifs localisés au niveau de ce segment gardent leur efficacité malgré la récurrence des instabilités latérales. Les résultats laissent donc penser que les erreurs de repositionnement de la cheville constatées dans la littérature ou dans notre étude sont essentiellement dues à des dysfonctionnements proprioceptifs localisés au niveau de l'arrière pied, où se trouve le complexe ligamentaire de la cheville.

Enfin, il semble important de rappeler que les tests en éversion et en flexion plantaire n'ont pas révélé de résultats statistiquement significatifs entre les 2 groupes inclus dans le protocole expérimental. Toutefois, les résultats du test en flexion plantaire montrent une tendance à l'augmentation des erreurs pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL (Figure 63), pour tous les axes des 3 articulations étudiées excepté l'axe de prono-supination du médio-pied et de l'avant-pied. Cette tendance peut s'expliquer par le fait que la flexion plantaire est également incriminée dans le mécanisme lésionnel de l'entorse (Balduini & Tetzlaff 1982; Puffer 2001).

V.5. Conclusion

Dans cette étude, l'objectif était de tester une procédure nouvelle visant à repositionner de manière active la cheville dans une position d'inversion, une position d'éversion et une position de flexion plantaire et ce, en appui sur le sol. Notre dispositif semble cohérent pour discriminer une population ICC d'une population CTRL, uniquement sur le test en inversion. Nos résultats, montrant une majoration de l'erreur pour la population ICC, sont en adéquation avec la littérature scientifique. Le fait de demander au participant de replacer sa cheville activement entraîne nécessairement une contribution plus importante des muscles, et donc des mécanorécepteurs musculo-tendineux. Toutefois, l'implication des récepteurs localisés au niveau des ligaments n'est pas négligeable pour expliquer les résultats. L'absence de différence intergroupe dans le repositionnement de l'avant-pied témoignerait donc du fait que le pied n'agit pas « en bloc » lors de ce type de procédure, et que l'erreur de repositionnement trouverait essentiellement son origine dans l'altération de la capacité à replacer l'arrière-pied, où les structures ligamentaires du compartiment latéral de la cheville sont localisées. L'entorse latérale de la cheville responsable de l'ICC ainsi que les « giving way » réguliers pourraient

donc entraîner des lésions, plus ou moins réversibles, des récepteurs proprioceptifs de la cheville (ligamentaires ou musculo-tendineux) et donc entraîner des erreurs de reproduction d'angle.

Les récepteurs proprioceptifs musculo-tendineux peuvent être affectés par le mécanisme de blessure et/ou les épisodes d'instabilité latérale, et ces lésions peuvent être accompagnées de lésions au niveau du corps du muscle. Celles-ci peuvent entraîner une diminution de la force musculaire développée par les groupes périarticulaires de la cheville, et c'est pourquoi une évaluation isocinétique, constituant la dernière étude de ce travail, est réalisée.

VI. ETUDE 4 : EVALUATION ISOCINETIQUE

VI.1. Introduction

Lors d'une entorse collatérale latérale de la cheville, la vitesse de réalisation de l'inversion traumatique est très importante, pouvant atteindre $559^{\circ}.s^{-1}$ (Kristianslund et al. 2011). La vitesse et l'amplitude de ce mouvement sont à l'origine de lésions localisées au niveau des ligaments (Hintermann et al. 2002) et définissent l'entorse latérale de cheville (Puffer 2001). Lors de ces mouvements traumatiques à haute vitesse et à amplitude importante, un simple diagnostic concernant l'atteinte des ligaments est souvent réalisée, mais de nombreux symptômes peuvent être associés, localisés, entre autres, au niveau des muscles (Fallat et al. 1998). De plus, en présence d'une ICC, des lésions importantes des tendons ou des muscles peuvent être retrouvés, et plus précisément au niveau des muscles long et court fibulaires (Bruin & Von Piekartz, 2014).

L'évaluation de la force des différents groupes musculaires agissant sur la cheville est réalisée depuis de nombreuses années pour tenter de caractériser les conséquences fonctionnelles d'une entorse de cheville et ainsi apporter de nouveaux éléments quant à la stratégie de rééducation. Un testing manuel a en effet permis de montrer une faiblesse des éverseurs de la cheville instable en comparaison de chevilles saines (Bosien et al. 1955). Ceci met en lumière la relation entre la force musculaire des éverseurs et les entorses de cheville. Celle-ci réside dans le fait que lors d'un mouvement d'inversion, les éverseurs devraient se contracter afin de protéger la cheville et ainsi éviter que l'inversion devienne traumatique (Bonnin 1950). Une faiblesse des éverseurs dans ce mode de contraction a déjà été évoquée dans le cas d'une entorse aigue (Konradsen et al. 1998; Perron et al. 2014). Ce déficit des éverseurs témoignerait donc d'un symptôme résiduel de l'entorse et il pourrait donc être également impliqué dans l'apparition de l'ICC.

Les muscles long et court fibulaires étant les principaux éverseurs de la cheville, ils agissent en protection de la cheville suite à des inversions rapides et traumatiques (Delahunt et al. 2006), et c'est pourquoi certaines recherches se sont focalisées sur la force développée par les éverseurs de participants présentant une ICC, et ce, en concentrique, pour évaluer la capacité de ces muscles à contrer une éventuelle inversion traumatique ou en excentrique pour la capacité à résister à celle-ci. Le premier auteur, à notre connaissance, à avoir utilisé un ergomètre isocinétique pour répondre à cette problématique a montré une faiblesse de ces muscles pour des participants ICC (Tropp 1986). Par la suite, d'autres auteurs ont pu appuyer cette théorie en montrant des différences significatives entre des participants souffrant d'une ICC et des participants sans instabilité de la cheville, concernant la force des éverseurs (Pontaga 2004; Hartsell & Spaulding 1999; Willems et al. 2002; McKnight & Armstrong 1997). Cependant, cette théorie n'est pas considérée comme valide aux yeux de tous, puisque d'autres études,

évaluant également la force développée par les éverseurs de la cheville en mode concentrique n'ont pas mis en évidence de différence significative pour caractériser une population ICC (Ryan 1994; Wilkerson et al. 1997; Bernier et al. 1997; Lentell et al. 1990; Lentell et al. 1995; Kaminski et al. 1999).

Par voie de conséquence, une autre théorie a plus récemment été avancée, et celle-ci évoque le fait que assurer la stabilité médio-latérale du complexe pied/cheville, les inverseurs sont également sollicités afin de protéger l'articulation (Hertel 2002).

Un déficit de la force excentrique des inverseurs a ainsi pu être étudiée, et démontrée (Munn et al. 2003) et cette théorie appuie également des résultats antérieurs (Hartsell & Spaulding 1999). Toutefois, ce résultat n'a pas toujours été démontré (Yildiz et al. 2003).

Il est reconnu que l'entorse de cheville apparait dans un mouvement traumatique combinant inversion et flexion plantaire (Balduini & Tetzlaff 1982; Puffer 2001), c'est pourquoi des auteurs ont également voulu étudier la capacité qu'ont les participants souffrant d'une ICC à réaliser des contractions excentriques en flexion plantaire, afin de protéger la cheville (Fox et al. 2008). Ces auteurs ont démontré que les sujets ICC mettent en avant un déficit excentrique des fléchisseurs plantaires qui pourraient expliquer la difficulté, voire l'incapacité, de ces personnes à mettre en place une stabilité optimale de la cheville au cours d'activités diverses.

L'ensemble des informations énumérées précédemment témoigne d'une difficulté qu'ont les différents auteurs qui se sont intéressés à la force développée par des participants ICC au niveau de la cheville à trouver une réponse claire quant à la caractérisation de cette pathologie en termes de force musculaire, et à son éventuelle prise en charge thérapeutique. C'est pourquoi l'objectif de ce travail est de réaliser une évaluation isocinétique globale, permettant d'obtenir un maximum d'information sur les forces développées par les groupes musculaires périarticulaires de la cheville. Cette évaluation prend donc en compte à la fois les modes concentriques et excentriques, concernant d'une part l'inversion et l'éversion, et d'autre part, la flexion plantaire et la flexion dorsale. Nous avons formulé l'hypothèse que les participants souffrant d'une ICC inclus dans notre étude pourraient mettre en avant des déficits en termes de force musculaire soit pour les éverseurs en mode concentrique et excentrique, soit pour les inverseurs dans ces 2 modes de contraction également. Aussi, cette procédure pourrait apporter de nouvelles réponses quant à l'origine de la récurrence des entorses et/ou des « giving-way », de par l'incapacité des différents groupes musculaires étudiées à produire des forces suffisantes pour protéger l'articulation de la cheville.

VI.2. Matériel et méthodes

VI.2.1. Participants

Parmi les sujets inclus dans le protocole global réalisé dans ce travail de thèse, 1 participant appartenant au groupe ICC et 1 appartenant au groupe CTRL n'ont pas pu réaliser l'ensemble du protocole de mesure sur l'ergomètre isocinétique. Ces 2 participants n'ont en effet pas été en mesure de réaliser les mesures excentriques en inversion et en éversion. Par conséquent, ils ont été exclus des tests statistiques en ce qui concerne l'évaluation isocinétique. Il s'agit de 2 femmes, dont la cheville droite, dominante, est étudiée.

Trente-huit participants sont ainsi inclus dans le protocole visant à évaluer les couple articulaires, 19 étant inclus dans le groupe ICC (7 femmes et 12 hommes), et 19 dans le groupe CTRL (6 femmes et 13 hommes). Aucune différence anthropométrique significative n'est constatée entre les groupes. Le score au FAAM et au FAAM Sport est néanmoins différent entre les groupes (Tableau 28).

Tableau 28 : Données anthropométriques des sujets inclus dans l'étude (moyenne \pm écart-type)

Variable	ICC	CTRL	valeur du p
Age (années)	26,3 \pm 6,5	28,6 \pm 9,2	0,38
Taille (m)	1,74 \pm 0,08	1,76 \pm 0,09	0,48
Masse (kg)	76,9 \pm 19,2	70,1 \pm 12,2	0,20
GW (nombre / an)	24,5 \pm 23,2	0 \pm 0	< 0,001
Entorses (nombre)	5,3 \pm 4,7	0,4 \pm 0,6	< 0,001
FAAM (%)	92,4 \pm 5,8	100 \pm 0	< 0,001
FAAM Sports (%)	81,3 \pm 13,9	100 \pm 0	< 0,001

VI.2.2. Procédure expérimentale

L'ensemble de la procédure expérimentale est réalisé sur un ergomètre isocinétique de la marque Con-Trex®, présenté dans le chapitre 2 de ce manuscrit. Les mesures n'ont pas été randomisées car la flexion plantaire et la flexion dorsale impliquent des muscles utiles à l'inversion et à l'éversion, c'est pourquoi il a été décidé de commencer par l'évaluation dans le plan sagittal puis dans le plan frontal pour que l'influence de la première évaluation dans le plan sagittal soit la même pour tous les participants lors de l'évaluation dans le plan frontal.

VI.2.3. Positionnement sur l'ergomètre

VI.2.3.1. Flexion plantaire et flexion dorsale

Le sujet est positionné en décubitus dorsal avec une inclinaison du dossier de 60° afin d'assurer un appui parfait du talon dans l'adaptateur de cheville, ce qui permet de minimiser le soulèvement du talon pendant la flexion plantaire. La mesure est réalisée avec le membre

inférieur en extension complète et le pied nu fixé dans l'adaptateur de cheville à l'aide de sangles fournies par le fabricant de l'ergomètre Con-trex®. Le thorax, le bassin et la cuisse sont également fixés à l'aide de sangles. L'axe de rotation du dynamomètre correspond à celui des malléoles, à savoir 10° de rotation et 10° d'inclinaison du dynamomètre par rapport au plan horizontal. La position anatomique neutre dans le plan sagittal détermine le zéro absolu. L'amplitude maximale de flexion plantaire est fixée à 25° et celle concernant la flexion dorsale est fixée à 15°, avant correction par la machine qui résulte en une diminution de l'amplitude de 7° environ de part et d'autre du mouvement. La position de repos est adaptée au confort ressenti par le patient, en flexion plantaire. La position du sujet est illustrée dans la Figure 65.



Figure 65. Positionnement des participants pendant l'évaluation des couples articulaires en flexion plantaire (FP) et en flexion dorsale (FP)

VI.2.3.2. Inversion et éversion

Le sujet est positionné en décubitus dorsal avec une inclinaison du dossier de 60° afin d'assurer un appui parfait du talon dans l'adaptateur de cheville. L'articulation du genou décrit un angle d'environ 130° et l'angle entre le tronc et la cuisse est compris entre 70 et 80°. Un appui est ajouté au niveau du tiers inférieur des ischio-jambiers, accompagné d'une sangle pour limiter les compensations des muscles périarticulaires du genou. L'axe du dynamomètre forme un angle de 55° par rapport au plan horizontal. La mesure est réalisée avec le pied nu fixé dans l'adaptateur de cheville à l'aide de sangles. Une flexion dorsale de 0° est fixée pour réaliser les mesures afin d'obtenir une position neutre de l'articulation sous-talienne. L'amplitude d'inversion est fixée à 25° et celle concernant l'éversion est fixée à 15°, avant correction par la machine. La position de repos est adaptée au confort ressenti par le patient, en inversion. La position du sujet est illustrée dans la Figure 66.



Figure 66. Positionnement des participants pendant l'évaluation des couples articulaires en inversion (INV) et en éversion (EV)

VI.2.3.3. Protocole de mesure

Après l'installation du patient sur la machine Con-trex®, le sujet doit effectuer 12 répétitions sous-maximales en mode concentrique, à $90^{\circ}.s^{-1}$, en flexion plantaire et dorsale pour effectuer un échauffement et se familiariser avec le matériel lors de l'évaluation de ces groupes musculaires, puis en inversion et éversion.

Pour l'acquisition des couples articulaires maximaux, le participant doit placer ses bras croisés devant sa poitrine et le protocole concernant la flexion plantaire et dorsale est le suivant :

- 3 répétitions à $30^{\circ}.s^{-1}$ en mode concentrique/concentrique
- 4 répétitions à $90^{\circ}.s^{-1}$ en mode concentrique /concentrique
- 5 répétitions à $240^{\circ}.s^{-1}$ en mode concentrique /concentrique
- 3 répétitions à $30^{\circ}.s^{-1}$ en mode excentrique /excentrique
- 4 répétitions à $120^{\circ}.s^{-1}$ en mode excentrique/excentrique

Pour l'acquisition des données en inversion et éversion, le positionnement des bras est identique, et le protocole est le suivant :

- 3 répétitions à $30^{\circ}.s^{-1}$ en mode concentrique/concentrique
- 4 répétitions à $90^{\circ}.s^{-1}$ en mode concentrique /concentrique
- 5 répétitions à $240^{\circ}.s^{-1}$ pour l'inversion et $120^{\circ}.s^{-1}$ pour l'éversion en mode concentrique/concentrique
- 3 répétitions à $30^{\circ}.s^{-1}$ en mode excentrique/excentrique
- 4 répétitions à $120^{\circ}.s^{-1}$ en mode excentrique/excentrique

Avant chaque série de mesures, 3 essais non mesurés permettent au sujet de s'accoutumer à la vitesse ainsi qu'au mode de contraction. Une minute de repos est accordée entre chaque série.

VI.2.4. Analyse des données

Les données enregistrées par l'intermédiaire d'un ergomètre isocinétique permettent d'obtenir les couples articulaires à chaque instant. Pour chacun des mouvements étudiés, chaque mode et chaque vitesse, le couple maximal enregistré sur l'ensemble de l'amplitude du mouvement, et parmi l'ensemble des répétitions réalisées est recueilli pour l'analyse des données. Le recueil des données est réalisée par l'intermédiaire du logiciel Matlab® (The Mathworks, Inc., Natick, MA).

VI.2.5. Analyse statistique

Les tests statistiques sont réalisés sur le logiciel Statistica® (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Les données sont reportées en moyenne \pm écart type dans le texte, les figures et les tableaux. La normalité des données est vérifiée à l'aide d'un test Kolmogorov–Smirnov et l'homogénéité des variances est vérifiée par un test de Levene. Des tests t de Student pour échantillons indépendants sont réalisés pour étudier la différence intergroupe pour les couples articulaires maximaux générés, pour l'ensemble des groupes musculaires testés (fléchisseurs plantaires et dorsaux, inverseurs et éverseurs), pour les 2 modes de contraction (excentrique et concentrique) et pour l'ensemble des vitesses testées. Le niveau α de significativité est fixé à $p < 0,05$.

VI.3. Résultats

VI.3.1. Vitesses d'évaluation isocinétique

Les vitesses d'évaluation et les vitesses réellement générées par le moteur de l'ergomètre isocinétique sont présentées dans le Tableau 29.

Tableau 29. Vitesses d'évaluation et vitesses générées par l'ergomètre isocinétique, en °.s⁻¹
(FD = flexion dorsale, FP = flexion plantaire, EV = éversion, INV = inversion)

Muscles testés et vitesses d'évaluation	Vitesse réellement générée
FD CC 30	29,5 ± 0,08
FD CC 90	86,41 ± 7,04
FD CC 240	155,08 ± 32,44
FD EXC 30	29,93 ± 0,11
FD EXC 120	118,46 ± 0,75
FP CC 30	29,56 ± 0,16
FP CC 90	88,57 ± 0,49
FP CC 240	200,41 ± 8,54
FP EXC 30	29,75 ± 0,2
FP EXC 120	117,79 ± 0,51
EV CC 30	29,59 ± 0,16
EV CC 90	87,95 ± 2,33
EV CC 120	114,86 ± 6,1
EV EXC 30	29,87 ± 0,16
EV EXC 120	115,75 ± 9,11
INV CC 30	29,6 ± 0,16
INV CC 90	87,22 ± 5,16
INV CC 240	147,33 ± 34,15
INV EXC 30	29,89 ± 0,15
INV EXC 120	115,48 ± 7,92

Pour les vitesses de 30 à 120°.s⁻¹, les vitesses réellement générées par le moteur ont une différence maximale par rapport à la vitesse programmée de 5°.s⁻¹. Pour les mesures nécessitant une vitesse de 240°.s⁻¹ développée par le moteur de l'ergomètre, les vitesses réellement générées sont très différentes. En effet une différence de 85°.s⁻¹ est notée pour la flexion plantaire, de 40°.s⁻¹ pour la flexion dorsale, et 93°.s⁻¹ pour l'inversion. Il est important de noter que comme l'évaluation concentrique à vitesse rapide des éverseurs nécessite une valeur de 120°.s⁻¹, les valeurs semblent exploitables (115°.s⁻¹ pour 120°.s⁻¹).

VI.3.2. Evaluation des couples articulaires

Dans cette partie, les résultats concernant les évaluations isocinétiques à vitesse rapide, à savoir à $240^{\circ}.s^{-1}$ pour la flexion plantaire, la flexion dorsale et l'inversion, ont été exclus.

Un pic de flexion plantaire plus faible pour le groupe ICC a été montré pour l'évaluation concentrique à $30^{\circ}.s^{-1}$ en comparaison du groupe CTRL ($p = 0,04$) ainsi que pour le pic d'éversion en concentrique à $90^{\circ}.s^{-1}$ ($p = 0,03$) et à $120^{\circ}.s^{-1}$ ($p=0,02$). Ces résultats sont présentés dans la Figure 67 et Figure 69, respectivement. L'évaluation en flexion dorsale (Figure 68) ainsi que celle concernant l'inversion (Figure 70) n'ont pas montré de différence significative ($p > 0,05$). Le tableau présentant l'ensemble des données est placé en annexe.

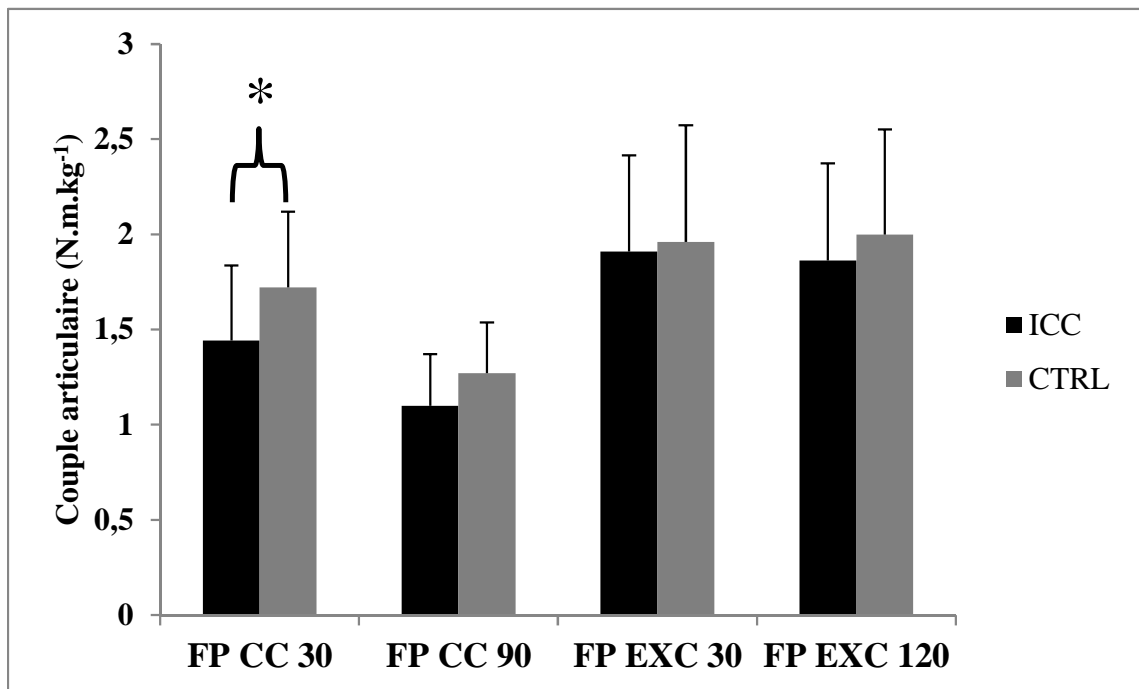


Figure 67. Evaluation isocinétique des fléchisseurs plantaires (FP) de la cheville. CC = mode concentrique, EXC = mode excentrique. Les valeurs numériques dans les variables représentent les vitesses d'évaluation, en $^{\circ}.s^{-1}$

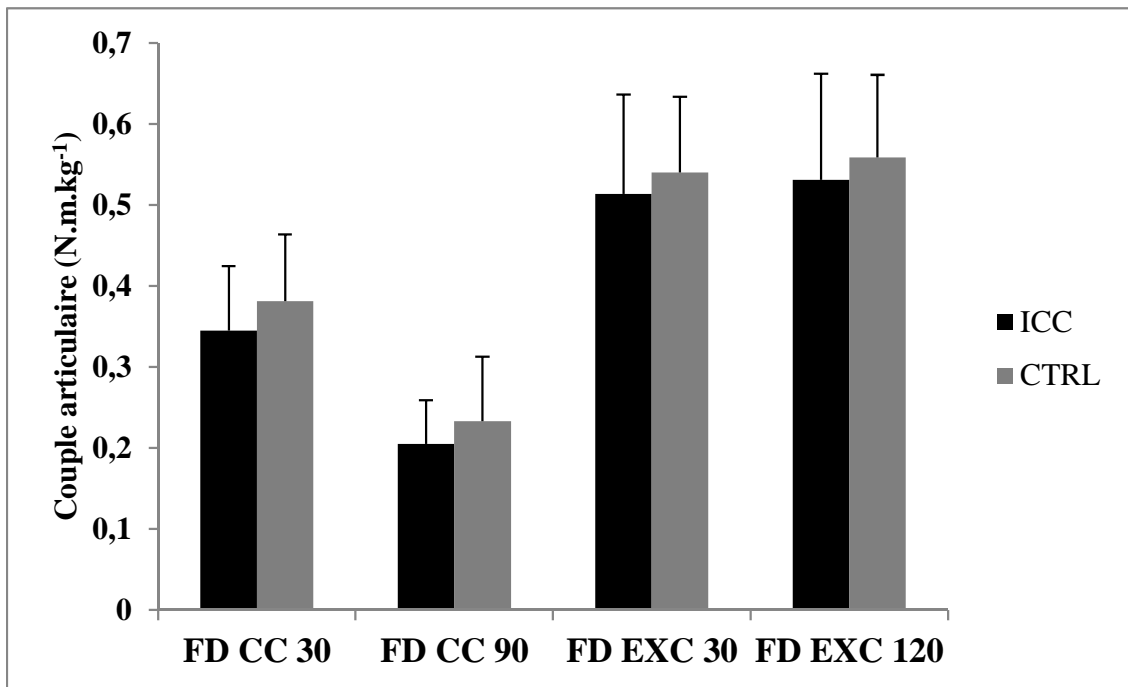


Figure 68. Evaluation isométrique des fléchisseurs dorsaux (FD) de la cheville. CC = mode concentrique, EXC = mode excentrique. Les valeurs numériques dans les variables représentent les vitesses d'évaluation, en °.s⁻¹

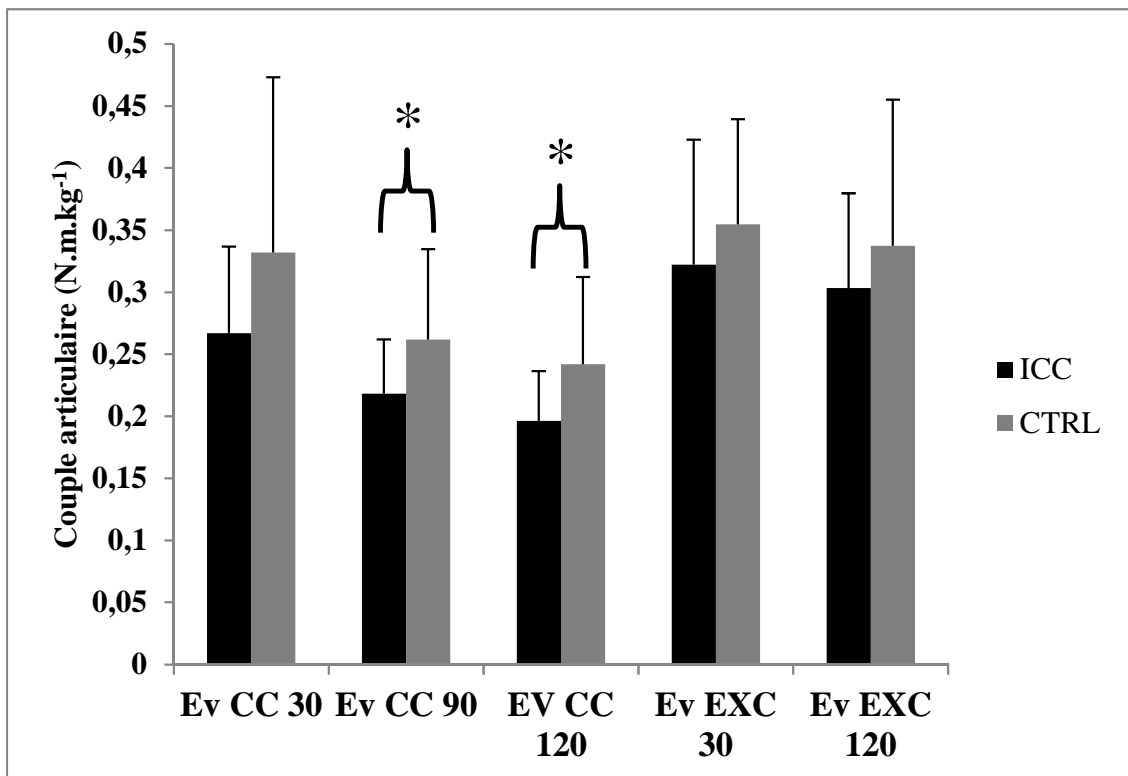


Figure 69. Evaluation isométrique des éverseurs (Ev) de la cheville. CC = mode concentrique, EXC = mode excentrique. Les valeurs numériques dans les variables représentent les vitesses d'évaluation, en °.s⁻¹

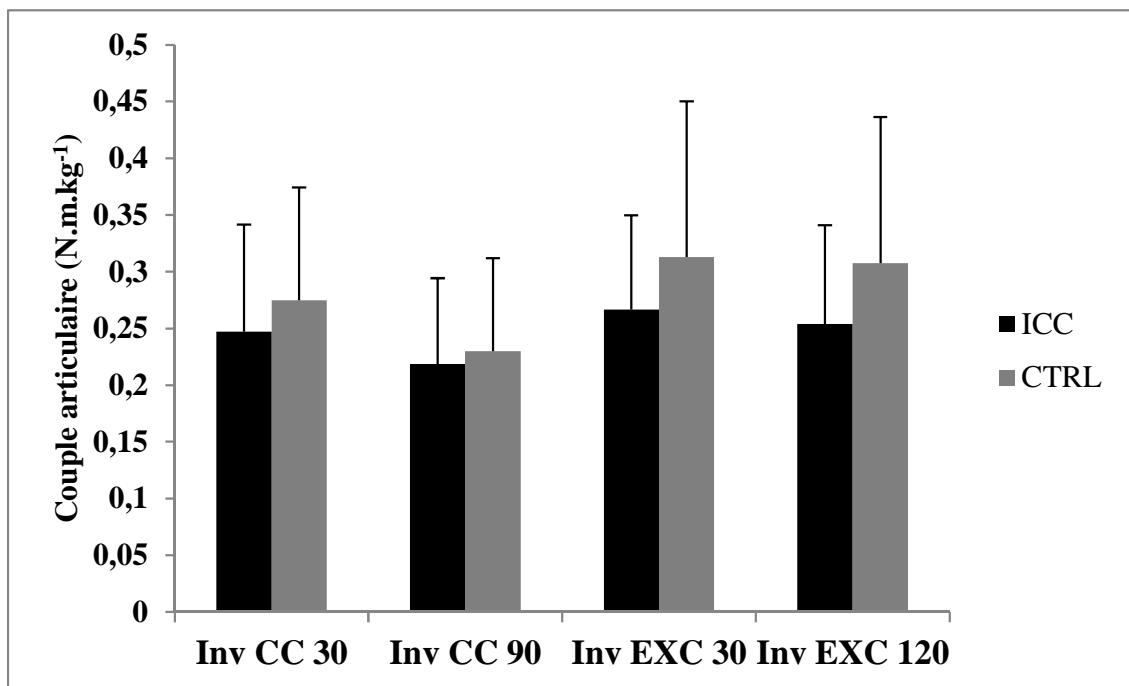


Figure 70. Evaluation isocinétique des inverseurs (Inv) de la cheville. CC = mode concentrique, EXC = mode excentrique. Les valeurs numériques dans les variables représentent les vitesses d'évaluation, en °.s⁻¹

VI.4. Discussion

L'objectif de l'étude est de noter si des individus présentant une ICC ont des déficits en termes de force musculaire, évaluée par un ergomètre isocinétique Con-Trex®, en comparaison d'un groupe de sujets asymptomatiques et ce, en réalisant une évaluation globale prenant en compte chaque groupe musculaire périarticulaire de la cheville. C'est pourquoi les résultats traitent de la flexion dorsale, de la flexion plantaire, de l'éversion et de l'inversion. Ce choix d'évaluer l'ensemble de ces chaînes réside dans la volonté de réaliser une évaluation globale, à la fois en mode concentrique et en excentrique, et avec des évaluations comprenant des vitesses faibles, des vitesses intermédiaires et des vitesses rapides.

Etudier les vitesses rapides permet essentiellement de se rapprocher des vitesses auxquelles apparaissent les entorses collatérales latérales de la cheville (Kristianslund et al. 2011; Mok et al. 2011; Fong et al. 2009) et pourrait donc apporter des éléments importants dans la compréhension du mécanisme de blessure et/ou de sa récurrence. Cependant, les résultats concernant ces vitesses rapides (240°.s⁻¹ en mode concentrique pour la flexion dorsale et la flexion plantaire ainsi que pour l'inversion) ne sont pas présentés dans la partie résultat de cette étude. Ces données ne sont pas présentées car les vitesses programmées sur le logiciel de l'ergomètre ne correspondent pas à la vitesse réellement générée par le moteur de l'ergomètre, pour les vitesses rapides (Tableau 29). Il apparaît donc difficile de pouvoir utiliser ces données dans l'analyse statistique, car la variation inter-individu est également très importante, en attestent les écarts-type enregistrés.

Bien que les vitesses enregistrées soient très légèrement différentes de celles programmées sur l'ergomètre, les autres évaluations réalisées dans le protocole de mesure font l'objet d'analyses statistiques. Celles-ci montrent que le couple maximal de flexion plantaire à $30^{\circ}.s^{-1}$, normalisé par la masse corporelle, est significativement plus faible pour le groupe ICC par rapport au groupe CTRL ($1,44 \pm 0,40$ N.m.kg⁻¹ contre $1,72 \pm 0,40$ N.m.kg⁻¹, $p = 0,04$). A notre connaissance, peu d'études se sont intéressées à l'évaluation isocinétique des muscles fléchisseurs plantaires en mode concentrique. Toutefois, il est important de noter que des chercheurs ayant focalisé leur attention sur cette chaîne musculaire, ce mode de contraction et cette vitesse n'ont pas pu mettre en évidence de différence significative entre des individus présentant une ICC et des individus dont les chevilles sont stables (McKnight & Armstrong 1997). Les fléchisseurs plantaires ont déjà été évalués en mode excentrique, et dans cette situation, les participants souffrant d'une ICC développent un couple maximum de flexion plantaire excentrique plus faible que des individus asymptomatiques, et ce à une vitesse de $90^{\circ}.s^{-1}$ (Fox et al. 2008). Les auteurs de cette étude ont émis l'hypothèse que ce type de déficit pouvait avoir une incidence directe sur l'apparition de traumatismes de la cheville, voire de la récurrence de ceux-ci. En effet, un déficit excentrique des fléchisseurs plantaires pourrait témoigner d'une dégradation de la stabilité de la cheville dans le plan sagittal. Dans notre étude, le déficit constaté au niveau des fléchisseurs plantaires est enregistré en mode concentrique, et peut aussi témoigner d'une stabilité défaillante dans le plan sagittal. De plus, le lien avec le mécanisme d'entorse n'est probablement pas inexistant. Effectivement, une hypothèse qui pourrait expliquer l'altération de force des fléchisseurs plantaires en mode concentrique constatée dans l'étude serait que les individus se plaignant d'une ICC limiteraient l'utilisation des fléchisseurs plantaires, utiles lors de la phase propulsive. Lors de cette phase, par exemple avant le décollement des orteils lors de la marche, les contraintes sont les plus importantes sur la cheville (Dixon et al. 2012), c'est pourquoi il peut être suggéré que les participants ICC inclus dans l'étude ont, par appréhension et peur de l'entorse et/ou des « giving-way », limité volontairement la sollicitation des fléchisseurs plantaires, afin de limiter les contraintes sur la cheville et parce que ce mouvement fait partie du mécanisme d'entorse (Puffer 2001). Cette hypothèse peut être confirmée par une théorie énoncée par des auteurs ayant étudié la force musculaire concentrique des inverseurs. Ceux-ci suggèrent en effet qu'une inhibition réflexe des muscles responsables du mouvement d'inversion pourrait être mise en œuvre après l'entorse (Ryan 1994; Hertel 2000), et cette théorie pourrait donc s'appliquer également aux fléchisseurs plantaires, puisque ceux-ci sont également impliqués dans le mécanisme d'entorse (Puffer 2001). Cette limitation par appréhension et/ou par inhibition pourrait expliquer le déficit de force noté pour les fléchisseurs plantaires en mode concentrique à $30^{\circ}.s^{-1}$. L'analyse des données issues de l'étude sur la marche (étude 1) permet de noter que les participants ICC ont une majoration de la flexion dorsale avant le décollement des orteils, ce qui pourrait appuyer

l'idée que l'utilisation des fléchisseurs plantaires est limitée. De plus, même si aucune différence significative n'est notée, les participants asymptomatiques tendent à réaliser une flexion plantaire propulsive avec une amplitude supérieure aux participants se plaignant d'une ICC.

Un autre résultat important est le déficit concernant le couple maximal d'éversion concentrique, d'une part à $90^{\circ} \cdot s^{-1}$ ($0,22 \text{ N.m.kg}^{-1}$ pour le groupe ICC contre $0,26 \text{ N.m.kg}^{-1}$ pour le groupe CTRL, $p = 0,03$) et d'autre part à $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ ($0,20 \text{ N.m.kg}^{-1}$ pour le groupe ICC contre $0,24 \text{ N.m.kg}^{-1}$ pour le groupe CTRL, $p = 0,03$). Ces déficits pourraient témoigner de l'incapacité des éverseurs à contrer le mécanisme d'inversion traumatique comme cela a déjà été évoqué (Kaminski & Hartsell 2002; Bonnin 1950). Cette faiblesse des éverseurs peut même être considérée comme le facteur contribuant le plus à la récurrence des entorses (Bosien et al. 1955). C'est pourquoi des auteurs ont évalué les chevilles ICC dans ce type de mouvement, et des résultats significatifs ont été mis en évidence (Pontaga 2004; Willems et al. 2002; Yildiz et al. 2003; Tropp 1986). De par leur localisation sur le compartiment latéral de la cheville, les muscles éverseurs de cheville, à savoir les muscles fibulaires, pourraient subir des lésions physiologiques importantes lors de l'inversion traumatique (Bosien et al. 1955), ce qui pourrait en partie expliquer le déficit de force constaté. Un élément appuyant cette théorie est que des auteurs ont étudié la force musculaire des éverseurs après une entorse aigue, et un déficit en comparaison d'individus sains a pu être constatée 8 semaines après l'entorse, et ce déficit est maintenu 6 mois après la blessure (Perron et al. 2014). De plus, il a été prouvé que lors d'entorses latérales, le nerf fibulaire commun peut être lésé (Benchortane et al. 2011), et le nerf fibulaire profond peut être comprimé (Nitz et al. 1985). Ceci pourrait ainsi expliquer le retard d'activation des muscles fibulaires constaté au cours de diverses tâches (Hopkins et al. 2009; Rosenbaum et al. 2000; Ebig et al. 1997), ou entraîner une faiblesse musculaire de par la difficulté à recruter des unités motrices pour contrer un mouvement d'inversion. Le déficit constaté pour les ICC pourrait donc trouver son origine dans le mécanisme initial d'entorse, voire dans la répétition des « giving-way » qui pourraient eux aussi entraîner des lésions localisées sur les muscles fibulaires. De plus, le fait que ce déficit soit constaté à la fois à $90^{\circ} \cdot s^{-1}$ et à $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ atteste que cette défaillance musculaire est vitesse-dépendante, ce qui peut une nouvelle fois être corrélé au mécanisme de l'entorse collatérale latérale dont la vitesse d'apparition est très importante. Ceci pourrait donc témoigner d'un mécanisme de mise en danger de l'articulation de la cheville, face à un mouvement d'inversion rapide et imprévu. Il est cependant important de préciser que cette faiblesse des éverseurs en mode concentrique n'a pas toujours été notée lors de la caractérisation de la population ICC par l'analyse de la composante de force (Lentell et al. 1995; Lentell et al. 1990; Munn et al. 2003; McKnight & Armstrong 1997; Sekir et al. 2007; Kaminski et al. 1999; Ryan 1994; Porter & Kaminski 2002; Wilkerson et al. 1997; Bernier et al. 1997). C'est pourquoi une autre hypothèse a été émise, suggérant que

les muscles inverseurs et plus précisément un déficit de ceux-ci en mode excentrique pourrait témoigner d'une dégradation de la stabilité médio-latérale de la cheville (Hertel 2002) et peut donc permettre d'apporter de nouveaux éléments de réponse dans la caractérisation de l'ICC. Dans notre étude, aucun déficit significatif n'est constaté pour le pic maximal d'inversion en mode excentrique, à vitesse rapide comme à vitesse lente, ce qui ne nous permet pas de confirmer les résultats de certains auteurs (Munn et al. 2003; Hartsell & Spaulding 1999) ayant suggéré que ce déficit pourrait en partie expliquer la récurrence des entorses collatérales latérales. Néanmoins, ce résultat n'a pas été démontré de manière systématique par les auteurs s'étant intéressé à cette capacité (Yildiz et al. 2003; Sekir et al. 2007).

L'analyse des différents graphiques (Figure 67 à Figure 70) permet de constater que malgré le fait que seules 2 évaluations ont révélé des différences intergroupes significatives, l'ensemble des couples articulaires générés par les participants ICC semble déficitaire par rapport au participants CTRL, ce qui permet d'avancer que la faiblesse musculaire des ICC est un principe important pouvant caractériser cette pathologie, et expliquer l'apparition ou la récurrence des entorses.

VI.5. Conclusion

Cette étude a permis de constater que les participants souffrant d'une ICC inclus dans ce protocole expérimental démontrent des déficits significatifs de force en comparaison d'un échantillon de participants asymptomatiques. En effet, une faiblesse concentrique des fléchisseurs plantaires à $30^{\circ}.s^{-1}$, ainsi qu'une faiblesse concentrique des éverseurs à $90^{\circ}.s^{-1}$ sont notées. La faiblesse des muscles périarticulaires de la cheville peuvent inévitablement influencer de manière négative la stabilité dynamique de la cheville (Kaminski & Hartsell 2002), et jouer un rôle dans le sentiment d'instabilité évoqué par les personnes souffrant de cette pathologie, et sur les mécanismes d'entorse et/ou de « giving-way ». La faiblesse des muscles éverseurs, les fibulaires, en mode concentrique pourraient ainsi témoigner de l'incapacité de ces muscles à contrer une inversion traumatique. Cette incapacité, ou l'atténuation de cette capacité pourrait trouver son origine dans le mécanisme d'entorse lui-même, puisque ces muscles et leurs tendons pourraient voir leur structure se léser en raison de leur localisation dans le compartiment latéral de la cheville. L'apparition de ce déficit après une entorse aigue appuierait cette idée. En ce qui concerne le déficit concentrique des fléchisseurs plantaires, ce résultat pourrait ici témoigner d'une adaptation des personnes souffrant d'une ICC, résultant en une moindre mobilisation des fléchisseurs plantaires au cours de phase propulsive tel que lors du décolllement des orteils à la marche. Cette moindre mobilisation pourrait s'expliquer par le fait que les contraintes mécaniques sur la cheville atteignent leur maximum en fin de phase propulsive, lorsque la flexion plantaire est maximale. L'importance de ce mouvement dans l'apparition des traumatismes articulaires en inversion pourrait donc expliquer cette adaptation,

qui témoignerait d'une certaine appréhension, d'une peur de l'instabilité de la cheville ou d'une inhibition des muscles impliqués dans le mouvement d'entorse latérale.

CHAPITRE 4 :
DISCUSSION GENERALE

Bien que de nombreuses études se soient intéressées à l'ICC et aux mécanismes neuro-musculo-squelettiques pouvant la caractériser, de nombreux nouveaux éléments peuvent encore enrichir la compréhension de cette pathologie afin de pouvoir réaliser une prise en charge thérapeutique efficace. La principale problématique à laquelle doivent faire face les thérapeutes, cliniciens et chercheurs lors de la prise en charge ou la caractérisation de cette pathologie est sa dimension subjective. En effet, les critères qui définissent l'ICC sont essentiellement basés sur les interrogatoires cliniques, renseignant sur le nombre d'entorses dont a souffert le patient ou encore sur le nombre de déroberments qu'il subit au cours d'une année, donc, sur un sentiment d'instabilité évoqué par le patient. L'intérêt réel pour les chercheurs est de tenter de démontrer, grâce à des dispositifs expérimentaux, que des critères objectifs, issus d'analyses physiologiques, neurologiques ou encore biomécaniques, peuvent définir l'ICC, ou du moins la caractériser. L'objectif de ce travail de doctorat s'inscrit dans cette volonté d'apporter de nouveaux éclairages sur la compréhension de la récurrence des instabilités latérales de la cheville grâce à cette dimension objective. De plus, l'intérêt de ce travail réside dans le fait que l'évaluation proposée apporte une vision globale de la pathologie pour un même échantillon de participants, grâce à l'évaluation d'une tâche fonctionnelle locomotrice dans l'étude 1, à l'évaluation plus analytique d'une tâche d'équilibre dans l'étude 2, puis grâce à la réalisation de 2 protocoles permettant d'obtenir des informations importantes sur la capacité proprioceptive et la composante de force, dans les études 3 et 4. Ces études, faisant l'objet du précédent chapitre, ont été pensées pour apporter de nouvelles informations scientifiques sur les mécanismes de l'ICC, par l'intermédiaire de protocoles novateurs comme le test de repositionnement articulaire ou la marche avec les yeux fermés dans cette population, ou grâce à l'approfondissement et au perfectionnement de dispositifs existants comme le Star Excursion Balance Test ou encore grâce à une caractérisation globale de la force développée par l'ensemble des muscles périarticulaires de la cheville.

Le but de la première partie de ce chapitre 4 est de synthétiser les informations recueillies dans les différentes études précédemment exposées. Cette approche consiste à considérer que les évaluations entreprises permettent d'obtenir des informations sur des thématiques plus globales : la locomotion, l'équilibre, la proprioception, ou encore la force. Dans la deuxième partie, une réflexion est proposée sur la prise en charge thérapeutique de l'ICC. L'intérêt de cette partie réside dans le fait de recenser, grâce à la littérature scientifique, les moyens utilisés dans la rééducation des personnes se plaignant d'une ICC, et montre en quoi les résultats des 4 études de cette thèse peuvent orienter de cette prise en charge.

I. BILAN DES PRINCIPAUX RESULTATS

I.1. Etude 1 : Analyse de la locomotion

L'analyse de la marche des personnes souffrant d'une ICC a été réalisée dans l'optique d'obtenir les patterns cinématiques et spatio-temporels mis en œuvre par les participants inclus dans notre échantillon lors d'une tâche locomotrice de la vie quotidienne, la marche.

L'analyse des résultats indique que, lors de la marche réalisée avec les yeux ouverts, les sujets de l'étude souffrant d'ICC ne montrent pas de différence cinématique ni spatio-temporelle comparativement aux personnes ne souffrant d'aucune instabilité de la cheville. Il semblerait donc que dans les situations de la vie quotidienne, sans contrainte visuelle, les personnes présentant une ICC ne sont pas victimes d'une augmentation du risque de blessure, pouvant mettre en danger le compartiment latéral de la cheville. Ce résultat avait été initialement supposé, et c'est pourquoi il a été décidé de mettre en place un objectif secondaire, avec la réalisation de cette même tâche locomotrice avec les yeux fermés. A notre connaissance, aucune recherche n'a été effectuée avec ce type de condition expérimentale pour cette population. Cette condition a été choisie dans le but de mettre en évidence la défaillance du système proprioceptif régulièrement évoquée dans la littérature pour caractériser, voire définir l'ICC, grâce à la majoration des afférences proprioceptives en l'absence d'afférence visuelle. L'hypothèse que nous avons initialement formulée à propos de cette condition est que les participants avec une ICC augmenteraient le risque de blessure en majorant les composantes de l'inversion, comme cela a pu être évoqué dans la littérature lorsque cette tâche est analysée avec les yeux ouverts (Delahunt 2006; Drewes, McKeon, Paolini, et al. 2009; Monaghan et al. 2006). Nous avons donc été surpris de noter que les participants du groupe ICC montrent au contraire une majoration des composantes de l'éversion avec une majoration de la flexion (évoquée pour la cheville et l'articulation sous-talienne) et une minimisation des composantes de l'inversion avec un plus faible pic de supination de cheville en phase oscillante. Ces modifications pourraient donc résulter d'une adaptation de la commande motrice, l'individu ayant connaissance d'un risque d'instabilité latérale, il pourrait protéger l'articulation, par exemple en augmentant la sollicitation des éverseurs.

Toutefois, cette adaptation est réalisée dans des conditions environnementales connues par les participants puisqu'ils ont réalisé cette tâche avec les yeux ouverts peu de temps avant. De plus, les conditions matérielles du laboratoire en termes de dimensions et de nature du sol, par exemple, sont connues par les participants et sont invariantes. Lors de la pratique sportive, ces conditions sont souvent incertaines, en raison de l'aspect non automatisé des activités mises en place, de la nature du sol ou encore de la présence d'éléments pouvant contrarier les appuis comme les pieds d'adversaires par exemple. On pourrait donc supposer que dans ces conditions, les anticipations seraient plus difficilement réalisables, et la stratégie d'adaptation pourrait

perdre de son efficacité. Les muscles protégeant la cheville contre les instabilités latérales, tels que les muscles éverseurs, pourraient donc ne pas agir au bon instant, si la personne souffrant d'ICC ne voit pas où elle pose ses appuis. Dans cette condition, l'afférence proprioceptive deviendrait donc la seule source pour placer la cheville de façon optimale avant l'impact au sol, et, dans le cas où cet impact se déroulerait plus tôt que prévu par exemple, la cheville pourrait ne pas être placée « en protection » comme cela est démontré dans notre étude de la locomotion, en raison de la défaillance du système proprioceptif évoquée dans la littérature et suggérée par nos résultats. Les déficits de force évoqués pour caractériser l'ICC pourraient, dans ce type de situation, être à l'origine d'une difficulté à résister ou à compenser le mauvais placement du complexe pied/cheville et donc faire partie des mécanismes incriminés dans les instabilités latérales de la cheville.

Même si les personnes se plaignant d'une ICC peuvent ressentir de l'instabilité à la marche (Hintermann et al. 2002) et que cette tâche locomotrice peut être considérée comme une situation à risque (Hertel 2000), les résultats de l'étude ne témoignent pas d'une mise en danger de la cheville par augmentation du risque de blessure, quelle que soit la condition de vision. Toutefois, les différences apparaissant lors de l'analyse les yeux fermés laissent suggérer une défaillance du système proprioceptif, qui semblerait corrigée de manière centrale, par le biais d'adaptations cinématiques et spatio-temporelles. Il serait intéressant de traiter le signal EMG issu du muscle long fibulaire lors de la phase oscillante afin de noter si l'hypothèse que nous avons formulée concernant l'augmentation de son activité, et une éventuelle anticipation de son activation par rapport au groupe CTRL, peut être vérifiée.

Cette étude était également innovante sur le fait qu'elle a utilisé un modèle du pied en plusieurs segments afin de caractériser plus finement sa cinématique et d'identifier les mécanismes responsables de la récurrence des entorses latérales. Les résultats suggèrent néanmoins qu'un modèle simplifié n'incluant que l'articulation de la cheville suffit à mettre en avant les mécanismes de protection évoqués puisque la majoration de la flexion a été observée pour la cheville et la sous-talienne, mais la diminution de la supination n'a été montrée que pour la cheville.

Enfin, en raison de l'aspect central des adaptations réalisées, l'étude de la cinématique des articulations proximales telles que la hanche ou le genou pourrait, elles aussi, mettre en lumière d'autres adaptations protectrices.

I.2. Etude 2 : Analyse de l'équilibre

Dans la deuxième étude, l'analyse de l'équilibre de personnes se plaignant d'une ICC a été réalisée lors de l'évaluation du contrôle postural des participants dans une condition dynamique grâce au Star Excursion Balance Test. La méthode de mesure associée à ce test a été repensée afin d'obtenir plus de précision et plus d'informations sur la stratégie mise en œuvre par les participants.

Notre mesure a permis de révéler un déficit de distance atteinte pour les personnes ICC comparativement à des personnes saines, comme la mesure traditionnelle avait déjà pu le démontrer (Olmsted et al. 2002; Hale et al. 2007; Plante & Wikstrom 2013; Hoch et al. 2012). Toutefois, le fait d'être beaucoup plus précis et de ne plus dépendre de l'examineur tant pour la mesure des distances atteintes que pour la mesure de la longueur du membre inférieur des participants doit permettre d'augmenter la fiabilité des résultats. Comme cela a pu être expliqué dans le protocole expérimental ou dans les résultats, l'utilisation du système de capture du mouvement permet également de mesurer les différentes amplitudes articulaires au niveau du membre inférieur. Ces mesures apportent des informations supplémentaires dans la compréhension du déficit de contrôle postural lors de l'évaluation réalisée avec le SEBT. En effet, comme précédemment, des différences intergroupes sont observées entre les participants, témoignant d'une adaptation. Celles-ci ont pour objet de limiter les contraintes cinématiques sur la cheville des participants ICC, tant au niveau distal que pour les articulations proximales telles que la hanche et le genou. L'ICC étant essentiellement définie sur des critères subjectifs, il semble aisé de supposer que l'individu, et donc le système nerveux central soient informés de l'instabilité de l'articulation. C'est pourquoi on peut émettre l'hypothèse que ces adaptations résultent, en partie, d'une modification centrale de la commande motrice. Les informations recueillies grâce aux plateformes de force, à savoir la vitesse de déplacement du centre de pression et la variation de force de réaction du sol au cours de la phase d'appui unipodal sont cohérentes avec cette hypothèse, puisqu'elles illustrent une stratégie globale de l'individu visant à limiter les accélérations et les déplacements du corps. Ces informations témoignent donc d'une stratégie protectrice mise en œuvre par les individus se plaignant d'une ICC, lors d'une situation unipodale instable où une contrainte dynamique est induite par le déplacement du membre inférieur controlatéral. L'introduction du calcul de la précision du pointé apporte une nouvelle variable exploitable lors du SEBT indiquant également une altération posturale dans des conditions dynamiques. L'ensemble des variables montre que l'individu est en mesure de se protéger en limitant les mouvements et accélérations de son corps pour minimiser les contraintes cinématiques sur la cheville. Ces adaptations pourraient en partie être expliquées par une déficience proprioceptive, considérée comme une fonction importante pour la réalisation de ce test (Plisky et al. 2009) et évoquée dans la littérature pour définir l'ICC.

I.3. Etude 3 : Analyse de la proprioception

Dans la troisième étude de ce mémoire, l'objectif a été d'évaluer l'efficacité du système proprioceptif des personnes se plaignant d'une ICC par l'intermédiaire d'un test de repositionnement articulaire spécifiquement repensé. La proprioception, et plus précisément la défaillance de ce système, est très souvent évoquée comme mécanisme clé de l'ICC. Sans remettre en question les protocoles existants pour mesurer cette capacité, le but de cette étude est de mettre en place une nouvelle mesure de repositionnement actif, avec une mesure des angles articulaires à l'aide de caméras optoélectroniques et un modèle du pied en plusieurs segments, et ce, en position érigée correspondant davantage à la position dans laquelle les entorses ou instabilités latérales de la cheville apparaissent.

Les mesures de repositionnement évoquées dans la littérature concernent les 4 groupes musculaires périarticulaires de la cheville, mais les résultats les plus enrichissants dans la compréhension de l'ICC ont essentiellement été montrés lors de l'évaluation de l'inversion, de l'éversion et de la flexion plantaire. C'est pourquoi, le repositionnement articulaire dans ces 3 mouvements a été testé. Le principal élément issu de l'analyse des résultats est que les procédures de repositionnement mises en place dans notre protocole ne sont pas toutes efficaces pour distinguer des personnes souffrant d'ICC de personnes asymptomatiques. En effet, il a été démontré que la procédure de repositionnement en inversion permet de distinguer les personnes se plaignant d'une ICC de sujets asymptomatiques, contrairement aux procédures de repositionnement en éversion et en flexion plantaire. Effectivement, les participants ICC réalisent des erreurs significativement plus importantes que les participants du groupe CTRL dans cette dernière situation. Ce résultat conforte l'idée de difficultés accrues pour les ICC à repositionner leur cheville instable dans la position traumatisante initiale, à savoir en inversion. En effet, dans cette situation traumatisante, les muscles de la loge latérale peuvent être étirés, voire lésés. Ces étirements ou ces lésions, peuvent endommager récepteurs proprioceptifs, tels les organes tendineux de Golgi ou encore les fuseaux neuromusculaires. Le muscle long fibulaire peut donc ainsi être lésé, et les informations proprioceptives issues de celui-ci pourraient donc être altérées en raison de ces lésions anatomiques éventuelles. De plus, ces éventuelles lésions musculaires pourraient aussi entraîner des difficultés à repositionner activement le pied dans notre procédure, puisque même si le principal muscle responsable de l'inversion est le tibial postérieur, son antagoniste doit également agir dans la régulation du mouvement. Ce type de difficulté, couplé à la nature active de notre procédure, peut incriminer à la fois le signal afférent issu des récepteurs proprioceptifs informant de la position du complexe pied/cheville, musculaires ou articulaires, mais également le signal efférent, responsable des mouvements actifs du pied lors du repositionnement.

Un dernier élément à mettre en avant quant aux résultats de notre test proprioceptif est le fait que les erreurs significatives produites par les participants ICC concernent uniquement l'axe de

prono-supination, pour la cheville, la sous-talienne et le médio-pied. La supination étant directement impliquée dans le mécanisme d'entorse, cet élément permet une nouvelle fois de suggérer que ce mécanisme peut être à l'origine de la défaillance du système proprioceptif mis en exergue dans la population ICC. De plus, la segmentation du pied permise par l'utilisation de notre modèle semble apporter des éléments nouveaux dans la compréhension de l'ICC, et plus précisément dans l'implication de l'arrière-pied dans le déficit proprioceptif.

Comme cela a pu être suggéré, les efférences peuvent également être impliquées dans le défaut de repositionnement articulaire. La partie suivante aborde donc la notion de force musculaire, pouvant être impliquée dans les altérations caractérisant l'ICC.

I.4. Etude 4 : Analyse de la force

Le but de la caractérisation des couples articulaires isocinétiques de l'échantillon de personnes se plaignant d'une ICC dans la quatrième étude a été de réaliser une évaluation globale de l'ensemble des groupes musculaires périarticulaires de la cheville afin de noter d'éventuels déficits musculaires pouvant, au moins en partie, expliquer la récurrence des instabilités latérales de la cheville. Cette évaluation isocinétique de la cheville est qualifiée de globale, en raison de l'évaluation des couples à la fois en flexion plantaire et dorsale, mais aussi des couples en inversion et en éversion.

Nos résultats ont permis de montrer des déficits de force musculaire sur les deux axes de mouvement étudiés. Le déficit concernant les muscles fléchisseurs plantaires à vitesse lente ne semble pas indiquer une augmentation du risque de blessure puisque les forces développées au cours de ce mouvement, en concentrique, ne permettent pas de contrer le mécanisme d'entorse. Cependant, dans les activités de la vie quotidienne et/ou au cours d'activités sportives, le mouvement de flexion plantaire peut favoriser l'apparition du traumatisme localisé au niveau de la cheville. Ce déficit de force pourrait donc être lié à une appréhension de la douleur ou du risque de blessure, de la part des participants se plaignant d'une ICC. Cette appréhension peut être à l'origine d'une moindre sollicitation des muscles fléchisseurs plantaires au cours des activités précédemment évoquées et celle-ci pourrait donc expliquer pourquoi les muscles fléchisseurs plantaires développent moins de force dans le groupe ICC que dans le groupe CTRL. Il est également important de noter que cette dégradation peut influencer de manière négative la stabilité antéro-postérieure du complexe pied/cheville.

Les résultats concernant l'éversion, et les déficits retrouvés en concentrique à 90 et 120°.s⁻¹ pour l'échantillon de participants avec une ICC semblent encore plus enrichissants dans la caractérisation de cette pathologie. La stabilité médio-latérale de la cheville peut être dégradée en raison de ces déficits. Ils peuvent également montrer la difficulté des patients se plaignant d'une ICC à contrer les mouvements d'inversion lors des entorses latérales et/ou des GW. Ce

déficit pourrait donc être un élément primordial dans la récurrence des entorses et la persistance de l'instabilité car les muscles éverseurs, les fibulaires sont plus faibles chez les ICC.

L'étude 4 permet donc de répondre à la problématique de ce travail de thèse, puisqu'elle a permis de mettre en évidence des mécanismes pouvant augmenter le risque de blessure avec la faiblesse vitesse-dépendante des éverseurs. Cette faiblesse pourrait en partie trouver son origine dans le mécanisme de blessure, également impliqué dans les résultats concernant la flexion plantaire, illustrant une appréhension pour les participants avec une ICC. De plus, même si toutes les analyses statistiques n'ont pas révélé de différence significative entre les groupes, l'ensemble des groupes musculaires périarticulaires de la cheville tend à être plus faible pour les personnes se plaignant d'une ICC. Un déficit global de force pourrait donc logiquement être incriminé dans l'instabilité ressentie par ces individus. Enfin, bien que de nombreux résultats peuvent venir enrichir la connaissance des chercheurs et cliniciens à propos de l'ICC, une limite méthodologique liée à la nature et la technologie de l'ergomètre est à souligner. En effet, de nombreuses marques sont présentes sur le marché, entraînant forcément un placement différent du participant pour l'évaluation isocinétique. De plus, ce placement peut également varier entre 2 protocoles de mesure dans lequel le même ergomètre isocinétique est utilisé, ce qui peut également influencer les résultats.

I.5. Synthèse

Les différentes études présentées dans ce manuscrit ont permis de mettre en évidence des altérations diverses lors d'une ICC (Figure 71) : alors que des adaptations visant à protéger l'articulation des entorses collatérales latérales et des GW ont pu être observées, certaines défaillances du système neuromusculaire pourraient malgré tout impliquer une augmentation du risque de blessure. Par exemple, l'analyse des données de la marche a permis de noter que les personnes se plaignant d'ICC réalisent des adaptations, permettant de diminuer l'inversion et donc le risque de blessure, grâce à une éventuelle majoration de l'activité des éverseurs de la cheville. Dans le cas de la course par exemple, ces stratégies d'adaptation pourraient perdre en efficacité, en raison de la faiblesse vitesse-dépendante de ce groupe musculaire démontrée dans l'étude 4 qui ne pourrait agir efficacement à cause de l'importante vitesse d'inversion/éversion de la cheville lors de cette tâche. Des défaillances du système proprioceptif et du système musculaire ont notamment pu être démontrées mais pourrait être affinées par l'étude des signaux électromyographiques dans ces tâches.

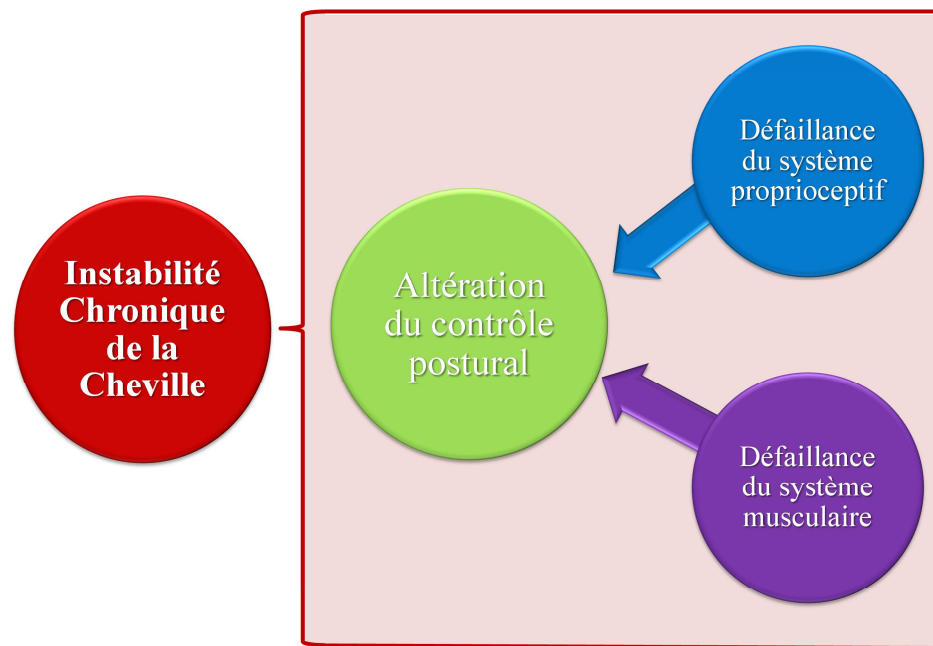


Figure 71. Synthèse des résultats des 4 études influençant l'ICC réalisées dans ce travail de thèse de doctorat.

I.5.1. Altération du contrôle postural

L'altération du contrôle postural a été mise en évidence par l'intermédiaire de variables mesurées dans les différentes études de ce manuscrit. La Figure 72 illustre ce principe.

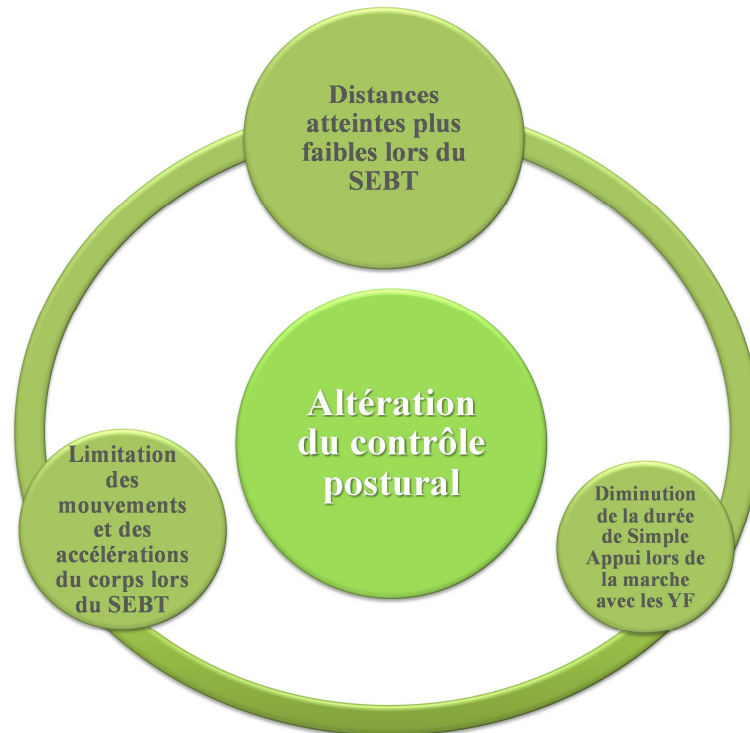


Figure 72. Mise en lumière de l'altération du contrôle postural pour l'échantillon ICC étudié dans ce travail de thèse de doctorat.

La limitation des amplitudes articulaires et la limitation des accélérations du corps lors du SEBT témoignent d'une stratégie de protection visant à limiter les contraintes cinématiques appliquées sur la cheville lors d'une phase d'équilibre unipodal avec perturbation dynamique. La diminution de la durée de simple appui, ainsi que l'augmentation de la durée du double appui lors de la marche les yeux fermés s'inscrit également dans cette stratégie de protection. Enfin, les plus faibles distances atteintes lors du SEBT témoignent ici d'un équilibre postural défaillant pour les personnes se plaignant d'une ICC inclus dans l'étude, ce qui peut ici illustrer une mise en danger de la cheville par augmentation du risque de blessure, de par l'instabilité dynamique qui en découle.

Le contrôle postural semble donc altéré dans notre échantillon de personnes se plaignant d'une ICC, et cette altération peut être influencée par la proprioception et la force musculaire.

I.5.2. Défaillance du système proprioceptif

La défaillance du système proprioceptif a été mise en évidence par l'intermédiaire de variables mesurées dans les différentes études de ce manuscrit. La Figure 73 illustre ce principe.

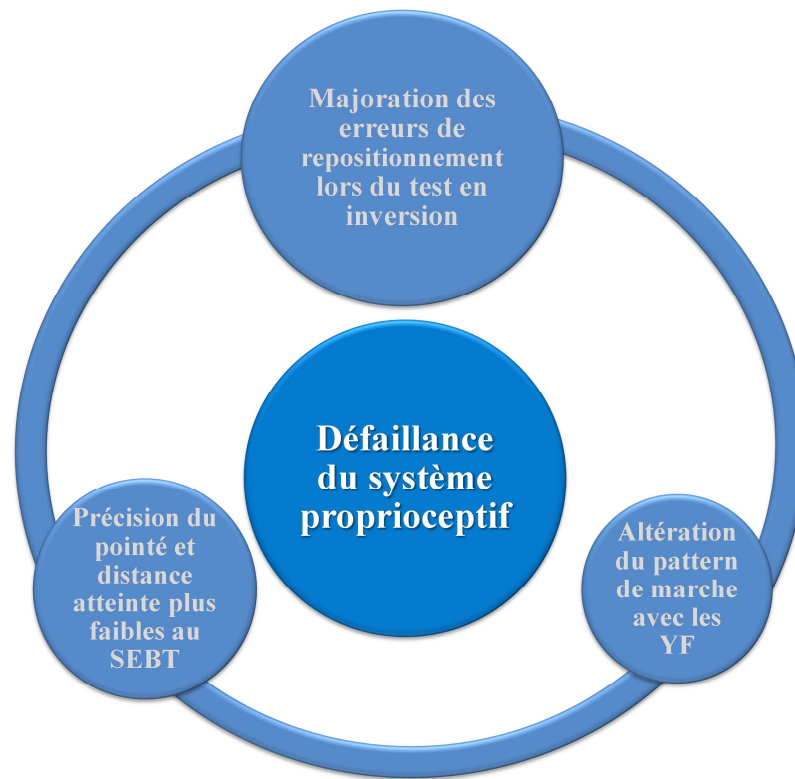


Figure 73. Mise en lumière de la défaillance proprioceptive pour l'échantillon ICC étudié.

L'altération du pattern de marche avec les yeux fermés témoigne d'une protection de la cheville, en raison d'une défaillance du système proprioceptif. Cette protection réside dans l'augmentation des composantes de l'éversion pendant l'appui et la diminution des composantes de l'inversion avant le contact avec le sol. Cependant, d'autres éléments permettent de mettre en avant une mise en danger de la cheville par augmentation du risque de blessure en raison d'un mauvais placement du pied lors du contact avec le sol, illustré par la majoration des erreurs de repositionnement en inversion. Les déficits enregistrés au SEBT peuvent également témoigner d'une défaillance du système proprioceptif, car le bon fonctionnement de ce système est déterminant dans la réussite de ce test.

I.5.3. Faiblesse musculaire

La défaillance du système musculaire a été mise en évidence par l'intermédiaire de variables mesurées dans les différentes études de ce manuscrit. La Figure 74 illustre ce principe.

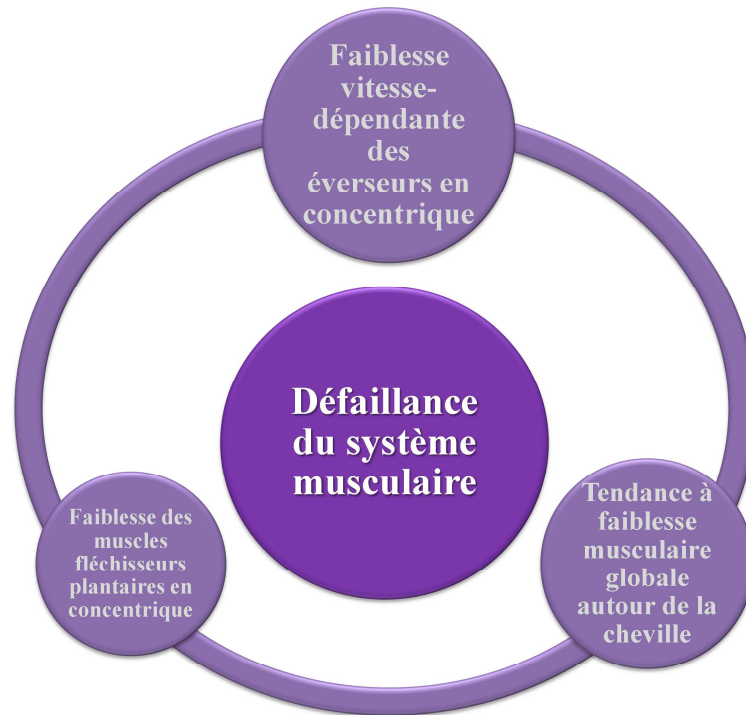


Figure 74. Mise en lumière de la faiblesse musculaire pour l'échantillon ICC étudié dans ce travail de thèse de doctorat.

La faiblesse des muscles fléchisseurs plantaires en mode concentrique témoigne d'une adaptation mise en œuvre par les participants ICC, puisqu'elle illustre le fait que ceux-ci limitent la sollicitation des muscles dont la contraction concentrique est impliquée dans l'apparition de mouvements traumatiques. Même si les résultats ne sont pas toujours significatifs, l'ensemble des groupes musculaires ayant fait l'objet d'une analyse intergroupe montre une tendance à la faiblesse musculaire pour les ICC. Enfin, la faiblesse des muscles éverseurs, et la suggestion d'un mécanisme vitesse-dépendant, illustrent ici une augmentation du risque de blessure, en raison de la difficulté à contrer une inversion.

A la marche, il a été suggéré que les adaptations notées pour les personnes se plaignant d'une ICC pouvaient être occasionnées par une augmentation de l'activité des éverseurs. Toutefois, les résultats recueillis lors de l'évaluation isocinétique qui suggèrent que la faiblesse des éverseurs augmente avec la vitesse angulaire pourraient démontrer que cette stratégie de protection par augmentation de l'activité des fibulaires pourrait s'avérer inefficace quand le mouvement d'inversion atteint des vitesses trop importantes, comme lors de la pratique sportive.

L'ensemble de ces études a permis de mettre en évidence des altérations neuro-musculo-squelettiques pour les personnes se plaignant d'une ICC en comparaison de personnes

asymptomatiques. Certaines altérations mises en évidence dans notre travail ont déjà été évoquées dans la littérature scientifique, et c'est pourquoi des protocoles de rééducation ont été mis en place par des équipes de recherche. La suite de ce chapitre aura donc pour intérêt de présenter les procédures de rééducation qui visent des améliorations en termes d'équilibre, de proprioception et de force et de montrer en quoi nos résultats peuvent être réinvestis dans cette application clinique.

II. PRISE EN CHARGE THERAPEUTIQUE DE L'ICC

II.1. Rééducation de l'ICC dans la littérature

II.1.1. Utilisation de dispositifs instables

Divers types de protocoles de rééducation sont mis en place pour tenter d'améliorer la stabilité du complexe pied/cheville des personnes se plaignant d'une ICC. Parmi ces protocoles, beaucoup ont mis en avant l'utilisation de plateformes, ou disques, ou autres dispositifs créant des situations instables. Ceux-ci ont pour objectif d'améliorer la proprioception, l'équilibre ou encore la coordination et les différentes études que nous avons pu analyser avaient pour objectif de noter l'effet de ces protocoles sur la proprioception, essentiellement mesurée grâce à des tâches de repositionnement, et sur l'équilibre, grâce à des mesures statiques et dynamiques.

A l'aide d'un protocole de rééducation de 20 minutes sur divers dispositifs (Figure 75), composé de 12 exercices et réalisé pendant 6 semaines, des auteurs ont été en mesure de montrer une amélioration de la capacité à reproduire une position de flexion plantaire ou de flexion dorsale (Eils & Rosenbaum 2001). Ce type d'entraînement serait donc bénéfique pour agir sur la défaillance du système proprioceptif retrouvée dans nos résultats et évoquée dans la littérature. De plus, la réalisation de cette procédure de rééducation a permis aux participants d'améliorer l'équilibre statique unipodal dans l'axe médio-latéral. Toutefois, comme le montre la Figure 75, le protocole de rééducation mis en place par les auteurs comporte de nombreux exercices, mettant en jeu à la fois le système musculaire et le système proprioceptif, et agissant sur le contrôle postural. Il est donc difficile de noter quel(s) exercice(s) a permis l'amélioration du repositionnement articulaire.

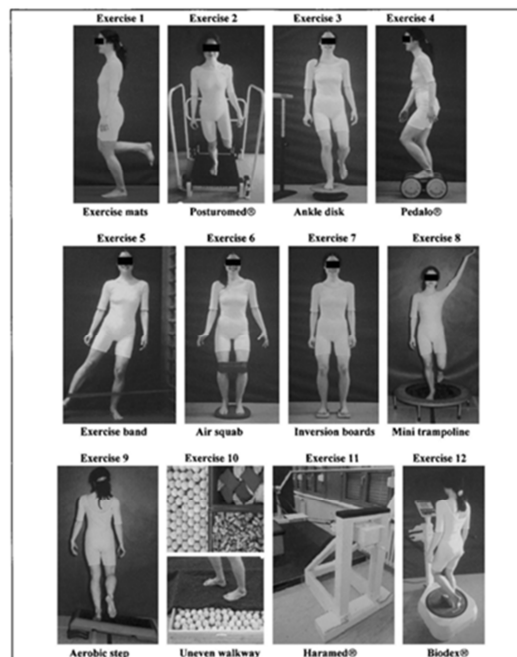


Figure 75. Protocole de réentraînement proprioceptif, dans Eils et Rosenbaum, 2001.

Ceci peut probablement expliquer pourquoi d'autres auteurs ont, plus récemment, focalisé leur attention sur un seul type d'exercice sur cette capacité à repositionner la cheville (Lee & Lin 2008). Il a en effet été montré qu'un entraînement sur BAPS® (Figure 76), réalisé lors de séance de 20 minutes, 3 fois par semaine pendant 12 semaines, permet de diminuer significativement les erreurs de repositionnement passif, mais également actif en inversion et éversion (Lee & Lin 2008). De plus, dans cette étude encore, l'équilibre statique a été amélioré, et cette amélioration est illustrée par des moindres déplacements du centre de pression (Lee & Lin 2008).

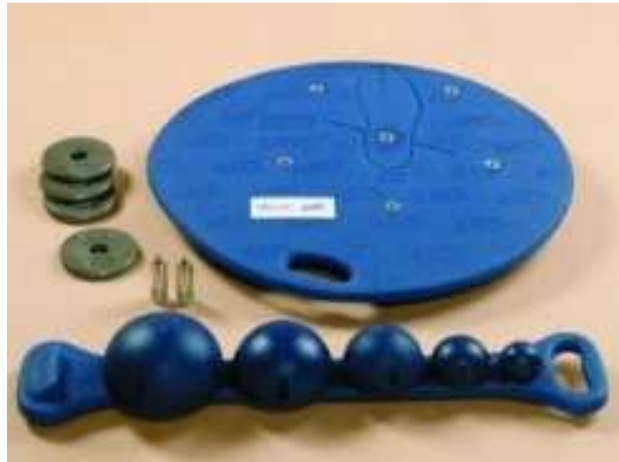


Figure 76. BAPS® utilisé dans l'étude de Lee et al. 2008.

Une amélioration du repositionnement en inversion a également pu être démontrée plus récemment avec une autre plateforme mettant en jeu l'équilibre, dans un protocole de 6 semaines, 3 fois par semaine (Sefton et al. 2011), mais dans cette situation, l'équilibre statique n'a pu être amélioré. Toutefois, les auteurs ont également quantifié l'équilibre dynamique, grâce au SEBT, et une amélioration des distances atteintes sur les directions médiales a pu être mise en évidence (Sefton et al. 2011). D'autres études ont utilisé le SEBT avec ce type de dispositif utilisant des plate-formes instables, et à notre connaissance, une amélioration des distances atteintes au SEBT a toujours été démontrée (Hale et al. 2007; Peres et al. 2014). Le SEBT semble donc être un outil intéressant pour mettre en évidence les améliorations induites par ces protocoles de rééducation en coordination, équilibre et proprioception, ce qui n'est pas toujours le cas des mesures relatives à l'équilibre statique dans ces études (Hale et al. 2007). Néanmoins, les scores d'équilibre antéro-postérieur et médio-latéral peuvent être améliorés en condition statique suite à ce type d'intervention (Figure 77, Bernier & Perrin 1998) et une diminution des stratégies de hanche mise en œuvre par les ICC pour s'équilibrer, et donc une majoration de la sollicitation des groupes musculaires périarticulaires de la cheville peut également être mise en exergue (Pintsaar et al. 1996). Il est également important de noter que des auteurs ont démontré que ce type de programme est également efficace pour prévenir la récurrence des entorses (Verhagen et al. 2004) apparaissant en situation dynamique.

Un autre dispositif instable peut être utilisé dans les différentes recherches sur l'ICC, le Myolux® (Figure 78). Il s'agit un appareil permettant de créer des instabilités de l'articulation sous-talienne lors de tâches telle la marche, et permettant au participant de créer des ajustements suite à ces perturbations.



Figure 77. Entraînement en équilibre, dans Bernier et Perrin, 1998.

Cet appareil a pour vocation de réaliser une rééducation proprioceptive de la cheville, en utilisant à la fois les signaux afférents informant de la perturbation, mais également le signal efférent de par les ajustements qui peuvent être réalisés. Il a été démontré que cet appareil permettait d'augmenter l'activité EMG des muscles fibulaires et du tibial antérieur, ainsi que les réactions anticipatoires des fibulaires face à une inversion (Forestier & Toschi 2005), ce qui pourrait permettre de limiter le risque de blessure. Les auteurs ont ainsi pu suggérer que cet appareil pouvait être bénéfique en termes de rééducation. De plus, l'utilisation de cet appareil pour caractériser des participants se plaignant d'une ICC a également permis de noter que ceux-ci réalisent des inversions plus rapides que des participants asymptomatiques (Terrier et al. 2014), et c'est pourquoi cet appareil peut être une bonne alternative de renforcement proprioceptif dans cette population grâce à l'augmentation des sollicitations des systèmes proprioceptif et musculaire qui en découle.



Figure 78. Myolux® utilisé dans les études de Forestier et Toschi, 2005 et Terrier et al. 2014.

D'autres protocoles peuvent être mis en avant afin de traiter l'ICC, et de permettre une amélioration fonctionnelle pour les patients qui s'en plaignent. Les dispositifs de renforcement musculaire peuvent en effet être mis en place.

II.1.2. Utilisation de dispositifs de renforcement musculaire

La proprioception, incriminée dans l'ICC tant dans la littérature que dans les résultats des études de ce travail de thèse, peut également être améliorée grâce à des protocoles agissant sur la composante musculaire. En effet, un protocole de rééducation de 6 semaines à raison de 3 fois par semaine avec l'utilisation de tubes en caoutchouc, proches des dispositifs Thera-band® a permis de diminuer les erreurs de repositionnement en flexion plantaire, flexion dorsale et en inversion (Docherty et al. 1998). Plus récemment, l'utilisation d'un ergomètre isocinétique et la mise en place d'un protocole de 18 séances constituées de 15 répétitions à $120^{\circ}.s^{-1}$ en inversion/éversion pendant 6 semaines à la fois en mode concentrique et en mode excentrique a été réalisée (Sekir et al. 2007). Dans cette étude, les auteurs ont voulu noter l'effet de ces séances sur la capacité à repositionner le complexe pied/cheville dans une position d'inversion, et les résultats ont montré une diminution des erreurs de repositionnement. Dans les 2 études présentées précédemment (Sekir et al. 2007; Docherty et al. 1998), l'amélioration de la capacité proprioceptive des participants pourrait être attribuée à l'augmentation de l'activité des motoneurones gamma, responsables des messages efférents occasionnés par les informations afférentes issus des fuseaux neuromusculaires et des organes tendineux de Golgi. Une autre hypothèse évoquée par ces auteurs est que la sollicitation répétée des muscles, et donc de ces mécanorécepteurs musculaires, aurait permis d'améliorer la qualité du signal afférent. En parallèle, ces auteurs ont également montré une augmentation significative de la force évaluée par l'intermédiaire d'un dynamomètre manuel pour les personnes ayant profité du protocole de renforcement musculaire avec les dispositifs en caoutchouc (Docherty et al. 1998), et une augmentation significative des pics de couples maximaux, en concentrique, à la fois pour les inverseurs et pour les éverseurs a pu être démontrée dans l'étude utilisant l'ergomètre isocinétique (Sekir et al. 2007). D'autres chercheurs ont uniquement focalisé leur attention sur cette éventuelle amélioration de la force, induite par un protocole de renforcement musculaire. En effet, un protocole de 6 semaines à raison de 3 séances par semaine a été mis en place pour noter l'effet de séances de renforcement avec des Thera-band® sur la force musculaire (Kaminski & Buckley 2003). Ce protocole d'exercice de résistance progressive, concernant les 4 groupes musculaires périarticulaires de la cheville, n'a pas permis de mettre en évidence d'amélioration de la force musculaire, évaluée sur un ergomètre isocinétique Cybex® (Kaminski & Buckley 2003). Les auteurs ont supposé que cette absence de résultat significatif pouvait s'expliquer par le fait que le renforcement et l'évaluation n'ont pas été réalisés par l'intermédiaire du même dispositif n'entraînant pas les mêmes vitesses de sollicitation, et ils ont appuyé ce raisonnement avec le fait que des auteurs ont pu, en utilisant un ergomètre

isocinétique à la fois pour renforcer et évaluer, montrer des augmentations significatives de force (Uh et al. 2000).

Les protocoles de rééducation mis en place peuvent s'avérer efficace pour améliorer les capacités fonctionnelles des personnes se plaignant d'une ICC. Toutefois, une autre démarche est parfois entreprise par ces patients, pour lutter contre l'instabilité du complexe pied/cheville avec l'utilisation de l'appareillage. La partie suivant apporte une réflexion sur l'intérêt du « taping » ou encore des orthèses pour lutter contre l'ICC.

II.1.3. Intérêt du « taping » et des orthèses

Les différentes bandes cohésives ou de contention, communément appelées « taping » sont souvent utilisées par les personnes se plaignant d'une ICC, par exemple dans la pratique sportive. L'objectif de cette partie est de tenter de noter si les « taping » et/ou les orthèses ont une utilité réelle dans la diminution du risque de blessure, ou dans l'amélioration des composantes relatives à la proprioception, la force, la cinématique articulaire ou encore l'équilibre. Pour ce faire, une attention est portée sur quelques études ayant pour but de montrer les effets d'orthèses ou du « taping » sur les diverses composantes précédemment énoncées. Certains auteurs se sont donc intéressés aux améliorations fonctionnelles éventuelles que pouvait apporter ce type de matériel, par exemple sur les amplitudes articulaires lors de mouvements telle que la réception d'un saut. Les données cinématiques enregistrées ont permis de montrer que le « taping » mis en place dans cette étude diminue l'amplitude articulaire de flexion plantaire du pied, avant la réception, mais également à l'impact (Delahunt et al. 2009). Celui-ci est mis en place lorsque le pied est activement placé en éversion et en flexion dorsale, ce qui peut expliquer la limitation de flexion plantaire mesurée, car la contention réaliserait un blocage mécanique de l'articulation. Par la suite, l'auteur principal de cette étude a mené une autre investigation concernant 2 types de « taping » (Figure 79), et son attention était portée sur l'intérêt de ceux-ci sur l'équilibre dynamique, évalué par le SEBT (Delahunt et al. 2010). Bien que le sentiment de stabilité soit augmenté de 75 à 87,5% et que l'assurance soit augmentée de 50 à 68,75% avec les « taping », ceux-ci n'ont pas eu d'effet sur les distances atteintes lors du SEBT. L'intérêt fonctionnel de ces 2 méthodes de « taping » est donc limité.



Figure 79. "Taping" utilisés dans l'étude de Delahunt et al. 2010. A gauche, une méthode de blocage de la sous-talienne. A droite, une méthode permettant le repositionnement des fibulaires.

D'autres auteurs ont souhaité montrer que le « taping » pouvait avoir une influence positive sur l'équilibre statique et dynamique, mais cette recherche s'est avérée infructueuse (Hopper et al. 2009). Ces auteurs ont en effet testé l'effet d'une contention proche de celle utilisée par Delahunt en 2010 (Figure 79, à droite) sur l'équilibre statique et dynamique, à la fois dans une condition de repos mais également dans une condition de fatigue. Cette contention n'a eu aucun effet sur les variables étudiées. Plus récemment, le chercheur en charge de cette étude a voulu tester l'effet d'un autre type de contention (Figure 80) non plus sur l'équilibre, mais sur la force et la proprioception (Hopper et al. 2013). Il a ainsi étudié l'effet de ce « taping » sur la capacité à reproduire une force, à reproduire un angle par la méthode du repositionnement articulaire et sur la capacité à produire une force. Aucun effet de la contention n'a pu être montré sur les variables proprioceptives étudiées mais une augmentation de la force de flexion plantaire a toutefois été démontrée, directement après la pose de la bande adhésive. Il est important de préciser que cette recherche est réalisée avec un échantillon de sujets asymptomatiques et que ce résultat pourrait ne pas être confirmé dans un échantillon de sujets avec une ICC. En effet, les résultats de la quatrième étude montrent un déficit de flexion plantaire pour les participants ICC, et l'appréhension de réaliser ce mouvement appartenant au mécanisme de blessure pourrait impliquer une difficulté à montrer une augmentation de cette force. Le fait que cette contention ne montre aucun effet sur la proprioception des sujets inclus dans cette étude ne prouve pas non plus que celle-ci n'aurait aucun intérêt dans le cas de l'ICC. En effet, la littérature et les résultats des 4 études réalisées dans ce travail de thèse informent d'une altération de la proprioception des participants ICC par rapport à des sujets sains, l'hypothèse que cette contention pourrait permettre de combler, du moins en partie, cette défaillance peut être faite. Toutefois, une méta-analyse sur l'intérêt de ce type de bandage dans le cas de l'ICC a conclu que ceux-ci ne montraient aucune amélioration de la proprioception (Raymond et al. 2012).



Figure 80. "Taping" utilisé dans l'étude de Hopper et al. 2013

Contrairement au « taping », les orthèses semblent avoir un effet positif sur les composantes de l'équilibre pour les personnes se plaignant d'une ICC. En effet, il a été démontré que des orthèses, qu'elles soient souples, semi-rigides ou rigides peuvent permettre de diminuer les déplacements du centre de pression (Hadadi et al. 2011) ou la vitesse de déplacement de celui-ci (Figure 81, Baier & Hopf 1998) pendant un test d'équilibre statique.



Figure 81. A gauche, l'orthèse rigide Caligamed®. A droite, l'orthèse souple Malleoloc® ; dans Baier et Hopf 1998.

Au vu des articles analysés en ce qui concerne l'intérêt des contentions ou orthèses dans le cas de l'ICC, il semblerait que le « taping » n'apporte pas d'amélioration fonctionnelle réelle. Toutefois, ce type de contention pour la personne se plaignant d'une ICC peut avoir un intérêt subjectif, puisqu'il permet à celle-ci de se sentir plus stable, d'avoir plus confiance, et donc de se sentir plus en sécurité par exemple lors de la pratique sportive (Delahunt et al. 2010). Quant aux orthèses, souples ou semi-rigides, il apparaît que celles-ci peuvent améliorer l'équilibre postural, en diminuant par exemple les déplacements ou la vitesse de déplacement du centre de pression lors de protocole de test d'équilibre unipodal. Cette protection médio-latérale peut donc s'avérer utile pour stabiliser la cheville, mais la pratique de l'activité physique avec ce type de matériel peut être difficile voire impossible selon la discipline sportive concernée. De plus, on peut suggérer que ce type d'appareillage peut nuire aux muscles en charge de la stabilité médio-latérale de la cheville, à savoir les inverseurs et éverseurs, en raison de la moindre sollicitation de ceux-ci, pouvant entraîner leur déconditionnement.

Dans cette première partie, les effets de différents types de protocole de rééducation, agissant sur la proprioception, la force ou encore le contrôle postural ainsi que l'intérêt de l'appareillage ont été discutés. La partie suivante de ce chapitre porte sur l'impact des résultats de nos études sur les éventuelles prises en charge thérapeutiques, et sur les tests diagnostic et de suivi pouvant être réalisés dans cette population.

II.2. Impacts de nos résultats sur la prise en charge de l'ICC

II.2.1. Rééducation proprioceptive

Différents types de protocole peuvent donc être mis en place pour améliorer la capacité proprioceptive des individus ayant une ICC, incluant des programmes spécifiques, ou des programmes de renforcement musculaire.

La troisième étude, dont le but est de tester l'aptitude à repositionner le complexe pied/cheville en flexion plantaire, en inversion, et en éversion et donc la capacité proprioceptive, a montré des différences intergroupes uniquement lors du test en inversion. L'inversion étant le mouvement impliqué dans le mécanisme de blessure, il semble opportun de tester la capacité de repositionnement dans cette position, puisque les informations proprioceptives sont utiles pour optimiser le placement du pied avant l'impact au sol par exemple, et ainsi éviter l'apparition d'entorses ou d'instabilités latérales. Ce test semble donc pertinent et efficace pour tester l'aptitude proprioceptive des sujets et pourrait être utilisé pour permettre aux cliniciens et thérapeutes de noter si les programmes de rééducation mis en place en cabinet par exemple ont permis d'atteindre une capacité de repositionnement semblable à des sujets asymptomatiques.

De plus, les résultats indiquent que cette erreur de repositionnement trouve son origine essentiellement dans une difficulté à repositionner l'arrière-pied, et incrimine donc l'articulation sous-talienne. Il serait donc plutôt intéressant de focaliser la rééducation proprioceptive sur ce segment du pied, et dans l'axe de prono-supination. Dans cette optique, l'utilisation du Myolux (Figure 78) dans des protocoles de rééducation pourrait permettre d'augmenter les sollicitations proprioceptives, et ainsi de diminuer les erreurs de repositionnement articulaire de la cheville en inversion. De plus, les résultats de la première étude, concernant la marche, révèlent que le système proprioceptif est altéré pour les participants ICC (différences intergroupes notées avec les yeux fermés). Etant donné que le Myolux® peut être utilisé pendant la marche, un protocole de rééducation pourrait inclure des essais de marche avec cet appareil, et la procédure utilisée dans la première étude, avec les yeux fermés, pourrait être utilisée comme test diagnostique en début et fin de rééducation. De plus, ce protocole de rééducation pourrait également être enrichi par des exercices présentés précédemment et ayant montré un effet positif sur l'équilibre, ou encore sur les capacités proprioceptives.

II.2.2. Rééducation de la force musculaire

Les résultats de notre étude 4 montrent une faiblesse globale des muscles périarticulaires de la cheville, même si les résultats significatifs ne sont apparus que pour l'éversion et la flexion plantaire, où les muscles combinant ses deux types de mouvements sont les fibulaires, court et long. Notre protocole d'évaluation isocinétique semble donc efficace pour détecter certains déficits de force dans la population ICC, et c'est pourquoi, il pourrait être intéressant de le réaliser de manière systématique voire de rééduquer l'ensemble des groupes musculaires déficitaires grâce à ce type d'appareil et spécifiquement en kinésithérapie par renforcement musculaire ciblé.

La flexion plantaire et la flexion dorsale ont une importance dans la stabilité du complexe pied/cheville, mais la rééducation des inverseurs et des éverseurs peut s'avérer plus intéressante, en raison de l'implication de ces muscles dans la stabilité médio-latérale du complexe pied/cheville et la défaillance de celle-ci dans le cas de l'ICC. De plus, nos résultats ont suggéré

un déficit vitesse-dépendant des éverseurs en mode concentrique, ce qui constitue un facteur de risque important d'instabilité latérale ou d'entorse en raison de l'incapacité des éverseurs à contrer un mécanisme d'entorse apparaissant à des vitesses très élevées (Fong et al. 2009; Kristianslund et al. 2011). Au vu des éléments issus de la littérature sur la caractérisation et la rééducation des personnes se plaignant d'une ICC en termes de force ainsi qu'au vu des résultats de la quatrième étude, un protocole de rééducation sur ergomètre isocinétique pourrait être proposé. En effet, il serait intéressant de proposer une rééducation des éverseurs et inverseurs en mode concentrique et excentrique en raison de la fonction protectrice des éverseurs dans ces 2 modes de contraction et de la fonction stabilisatrice des inverseurs sur l'axe médio-latéral. En raison de l'aspect vitesse dépendant de nos résultats, une utilisation de vitesses rapides est recommandée bien que l'analyse des vitesses réellement générées par le moteur de l'ergomètre Con-Trex® a révélé que les vitesses importantes ne sont pas toujours atteintes. Ceci ne permet pas d'utiliser ces vitesses pour réaliser des évaluations reproductibles, mais permettrait tout de même de rééduquer les patients avec des vitesses actives d'inversion/éversion maximales pour le patient. Il est également important de préciser que ce type de renforcement musculaire sur ergomètre isocinétique a également permis d'améliorer la proprioception des personnes se plaignant d'une ICC (Sekir et al. 2007), ce qui renforce l'intérêt d'utiliser ce type de protocole dans la rééducation de l'ICC.

Les résultats des différentes études montrent que la proprioception et la force musculaire, et plus précisément la défaillance de ces systèmes, influencent le contrôle postural des personnes se plaignant d'ICC. C'est pourquoi l'impact de nos résultats sur le contrôle de l'équilibre est étudié.

II.2.3. Rééducation de l'équilibre

La problématique de ce travail de thèse s'appuie sur l'intérêt d'utiliser des tests objectifs et réutilisables pour caractériser l'ICC afin de compléter les données subjectives énumérées par le patient. Il est important de noter que des protocoles de rééducation permettent l'amélioration de la perception subjective de la stabilité (Hale et al. 2007), mais l'utilisation systématique d'un test aisément réalisable et interprétable est nécessaire pour quantifier les effets de ces protocoles sur le contrôle postural. Les mesures relatives à l'équilibre statique telle que la quantification des déplacements du centre de pression ne semblent pas toujours pertinentes pour caractériser l'ICC (cf chapitre 1), ou encore pour évaluer l'effet de protocoles de rééducation (Sefton et al. 2011; Hale et al. 2007). Cependant, des auteurs ayant utilisé le SEBT ont montré son efficacité pour détecter des effets induits par des protocoles de rééducation (Peres et al. 2014; Sefton et al. 2011; Hale et al. 2007). Le SEBT semble donc être un très bon outil pour noter les effets d'une rééducation proprioceptive et/ou en équilibre pour les personnes se plaignant d'une ICC.

Dans la deuxième étude, nous avons constaté que le SEBT s'avère efficace pour distinguer participants ICC et sujets asymptomatiques et l'aspect novateur de notre protocole a également permis de mettre en lumière la stratégie mise en place par les participants. L'analyse statistique réalisée a également permis de suggérer que le nombre de directions pouvait être réduit à 3, et plus précisément aux directions antérieure, postéro-médiale et postéro-latérale. On pourrait donc imaginer que le SEBT pourrait être utilisé comme test de référence pour quantifier les effets de divers protocoles de rééducation relatifs à l'ICC. L'intérêt de ce test est qu'il évalue à la fois l'équilibre, la flexibilité, la force et la proprioception (Plisky et al. 2009) ce qui permet d'avoir une évaluation globale des capacités motrices du participant en condition d'équilibre dynamique. Si le clinicien peut avoir accès à un laboratoire d'analyse du mouvement, il serait intéressant de réaliser le SEBT dans les 8 directions de l'espace, en utilisant les variables de la deuxième étude, telles que les amplitudes articulaires ou encore la vitesse de déplacement du centre de pression. En effet, la mise en place du matériel est chronophage mais l'acquisition des données ne l'est pas. Ce dispositif permet à la fois d'augmenter la précision des données mais également, comme indiqué dans la deuxième étude, d'obtenir des informations quant à la stratégie de protection mise en œuvre en limitant les mouvements et les accélérations du corps. L'utilisation systématique de ce test dans ces conditions permettrait aussi de noter si le patient modifie sa stratégie pour atteindre les distances maximales, en augmentant les amplitudes articulaires, ce qui pourrait témoigner d'une baisse de l'appréhension, et donc du sentiment subjectif d'instabilité. Dans le cas où les cliniciens n'auraient pas accès à ce type d'équipement, la réduction aux 3 directions précédemment énoncées pourrait s'avérer intéressante pour faciliter l'acquisition des données de diagnostic initial et final, d'autant plus qu'un appareil spécifique existe dans le commerce, le « Y balance test® »(Plisky et al. 2009), facilitant les mesures.

Nos résultats semblent fournir des informations à la fois utiles dans la compréhension des mécanismes neuro-musculo-squelettiques de l'ICC, mais également dans la prise en charge de cette pathologie. La partie suivante synthétise les informations pouvant émaner de ces différents résultats.

II.2.4. Synthèse

Un grand nombre de données issues des 4 études de ce manuscrit ont mis en lumière une altération du système proprioceptif, et il a été possible de noter que des auteurs ont focalisé leur attention sur des protocoles de recherche clinique basés sur l'éventuelle amélioration de cette capacité. La prise en charge thérapeutique d'une entorse latérale de cheville est focalisée, selon l'HAS (2000) sur 4 axes que sont :

- la lutte contre la douleur et l'œdème
- le gain de mobilité
- le recrutement musculaire
- la reprogrammation neuromusculaire pour améliorer la stabilité.

Ce dernier axe peut être assimilé à un travail proprioceptif, par l'intermédiaire des différents plateaux instables utilisés en rééducation.

Pour limiter, voire annuler la défaillance proprioceptive évoquée à la fois dans la littérature et par l'intermédiaire de nos résultats, la prise en charge thérapeutique paraît donc nécessaire. Elle permettrait d'agir sur cette défaillance, et ainsi de limiter un critère qui semble prendre une place importante dans la caractérisation de l'ICC. L'utilisation du Myolux®, qui permet une rééducation proprioceptive suivant l'axe d'inversion/éversion, et spécifique à l'arrière-pied, pourrait être conseillée, en raison de l'implication de ce segment, dans cet axe, dans les erreurs de repositionnement énoncés dans l'étude 3. De plus, une évaluation et une rééducation systématiques sur ergomètre isocinétique pourraient permettre, non seulement d'informer les thérapeutes et cliniciens d'éventuels déficits et de renforcer musculairement la cheville, mais aussi d'améliorer la capacité proprioceptive des sujets. Cette capacité pourrait être évaluée par l'intermédiaire du test spécifique mis en place dans l'étude 3, uniquement dans un mouvement d'inversion. Enfin, l'utilisation du SEBT en tant que test diagnostic, modifié par l'utilisation de caméras 3D ou la réduction du nombre de directions, permettrait de rendre compte de l'effet de ces protocoles de rééducation en raison du fait que ce test nécessite de la force, de la flexibilité, de l'équilibre, et de la proprioception et que ces capacités semblent toutes altérées, au vu de nos résultats, pour les personnes se plaignant d'une ICC. Par ailleurs, les données issues du groupe CTRL pourraient permettre de constituer des données de référence, pour noter si les divers actes thérapeutiques mis en place ont permis aux patients de se rapprocher de la norme établie par ces données.

Bien que ce travail apporte une quantité importante d'informations sur la caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'ICC, certaines limites peuvent être mises en avant. Ceci fait l'objet de la partie suivante.

III. LIMITES

Comme énoncé dans le chapitre 1 de ce mémoire, l'ICC peut être classifiée, selon certains auteurs, selon deux types d'instabilité : l'instabilité mécanique d'une part, et l'instabilité fonctionnelle d'autre part. L'essentiel de la différence entre les sujets présentant une instabilité fonctionnelle de la cheville et ceux présentant une instabilité mécanique réside dans la présence d'une certaine laxité ligamentaire localisée au niveau de la cheville. Celle-ci occasionne une modification des caractéristiques mécaniques de l'articulation, et permet donc de classifier les sujets ICC comme instables mécaniques. Bien que cette différenciation entre l'instabilité mécanique et l'instabilité fonctionnelle ait été initialement prévue dans le projet mis en place au sein du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, celle-ci n'a pas été réalisée. Cette limite dans notre étude globale de l'ICC est expliquée par 3 faits essentiels :

1. La difficulté à recruter un nombre suffisant de participants. En effet, malgré l'ensemble des opérations de communication mis en œuvre pour solliciter les professionnels de santé, ou encore le recrutement par l'intermédiaire du service des Urgences, il n'a pas été possible de recruter plus de 20 participants souffrant d'une ICC. La différenciation en instabilité mécanique et instabilité fonctionnelle n'aurait pas permis une puissance statistique suffisante concernant les résultats des différentes études.
2. Le problème éthique qui réside dans le fait de réaliser des clichés radiographiques sur des sujets asymptomatiques. En effet, la laxité ligamentaire aurait également dû être évaluée pour les participants du groupe CTRL, et une demande d'autorisation aurait été nécessaire auprès de l'AFSAPS, et auprès des participants eux-mêmes.
3. L'évaluation de la laxité ligamentaire par l'intermédiaire du test d'inclinaison du talus (« talar tilt test ») et du tiroir antérieur (« anteriordrawer test ») requiert une expérience importante pour que les mesures soient fiables et reproductibles. Même lorsque l'évaluateur est expérimenté, il est démontré que la fiabilité des mesures est faible et que la reproductibilité inter-évaluateur est douteuse (Wilkin et al. 2012). De plus, une revue de littérature concernant l'évaluation de la laxité ligamentaire en cas de dommages constatés sur les ligaments de la cheville n'a pas permis de mettre en évidence un angle de flexion idéal ni de recommander une charge idéale pour la réalisation du tiroir antérieur.

Ces 3 éléments nous ont donc décidés à ne pas différencier les sujets présentant une instabilité mécanique des sujets présentant une instabilité fonctionnelle. L'inclusion des patients a donc été réalisée uniquement sur les critères subjectifs décrits par ces derniers, à savoir le nombre d'entorses subies et le nombre de GW ressentis chaque année.

CHAPITRE 5 :
CONCLUSION GENERALE

L'Instabilité Chronique de la Cheville est un phénomène qui peut apparaître dans 30 à 70% des cas après une entorse latérale de la cheville. Elle est définie par l'apparition d'épisodes d'instabilité latérale et par le sentiment de « giving-way », correspondant à un déroboement de la cheville décrit par le patient lors de sa mise en charge, et qui peut entraîner la récurrence des entorses latérales. Le but de ce travail était de tenter de mettre en lumière des éléments qui permettraient d'objectiver la dimension subjective de cette pathologie, car les éléments la définissant sont essentiellement basés sur l'historique de la personne qui s'en plaint.

Pour tenter de répondre à cette problématique, une revue de la littérature existante a été réalisée, afin de trouver quels caractères neuro-musculo-squelettiques ont été étudiés par les chercheurs s'étant intéressés à l'ICC, et afin de noter les diverses altérations et divers déficits qui peuvent caractériser les personnes se plaignant d'une ICC, en distinguant ceux présentant un consensus de ceux n'en présentant pas. Cet état de l'art a permis de mettre en place un nombre important de tests d'une part dans le laboratoire d'analyse du mouvement, et d'autre part sur un ergomètre isocinétique, dans le service de Médecine Physique et Réadaptation Fonctionnelle, Unité de Médecine du Sport du Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer. Ces tests ont été mis en place dans l'optique d'obtenir une vision globale de l'ICC en obtenant des informations les plus objectives possibles sur la motricité globale lors d'une tâche locomotrice, sur le contrôle postural dans une condition dynamique, sur la force des groupes musculaires périarticulaires de la cheville et enfin sur les capacités proprioceptives liées au repositionnement articulaire.

Les résultats issus de ces expérimentations ont permis de mettre en exergue deux types d'altérations qui permettent de mieux comprendre l'ICC, et les personnes qui s'en plaignent. Un des types d'altération mis en avant lors de l'analyse des résultats est que les personnes se plaignant d'une ICC peuvent mettre en danger leur cheville, en augmentant le risque de blessures et/ou de déroboements de la cheville. Un déficit de force musculaire significatif a par exemple pu être mis en évidence grâce aux données enregistrées sur l'ergomètre isocinétique, qui témoignent d'une difficulté à contrer une inversion en raison d'une faiblesse des muscles éverseurs de la cheville, en mode concentrique. L'altération proprioceptive est également au centre de cette théorie illustrant l'augmentation du risque de blessure. En effet, lors du test de repositionnement articulaire, qui teste spécifiquement les afférences proprioceptives, il a été démontré que les personnes se plaignant d'une ICC commettent des erreurs plus importantes que des personnes ne s'en plaignant pas. Ce test renforce l'idée que la proprioception est un élément clé de l'ICC, et l'innovation du protocole de mesure permet de noter que cette moindre capacité à reproduire un angle cible trouve son origine dans l'arrière-pied. Les informations relatives à l'augmentation du risque de blessure issues de l'analyse des résultats des différentes études montrent que le mécanisme de blessure peut être incriminé dans l'apparition de l'ICC en raison des lésions anatomiques qui peuvent en découler, au niveau ligamentaire, musculaire ou encore nerveux. Ces lésions pourraient en partie causer les déficits et altérations qui définissent

l'ICC dans la littérature et dans nos résultats et témoigneraient donc d'une dysfonction périphérique.

Le deuxième type d'altérations mis en évidence réside dans le fait que, le système ayant connaissance de certaines défaillances neuromusculaires, des adaptations en vue de protéger l'articulation de la cheville sont mise en œuvre par les personnes souffrant d'ICC. Cette protection consiste à diminuer le risque d'apparition d'épisodes d'instabilité, voire d'entorses, en réalisant des adaptations globales, ou encore en minimisant les composantes cinématiques caractéristiques du mécanisme de blessure en inversion. Ce type de mécanisme a été mis en évidence avec l'analyse de l'équilibre dynamique par exemple, grâce aux plus faibles mouvements et accélérations du corps pendant la phase d'appui unipodal, ou encore pendant l'analyse de la marche les yeux fermés qui a montré une majoration des composantes de l'éversion et une diminution des composantes de l'inversion. Ces mécanismes témoigneraient d'une régulation centrale du mouvement, pouvant permettre de limiter le risque de blessure dans le cas où les conditions environnementales permettraient de pouvoir mettre en place ces stratégies.

Le muscle long fibulaire pouvant faire partie des structures lésées pendant l'entorse ou les épisodes d'instabilité, en raison de sa localisation sur le compartiment latéral de la cheville, est également au centre de la réflexion dans ce mémoire. En effet, il semblerait que son implication puisse à la fois impacter les mécanismes de protection, comme cela a été suggéré avec la diminuant la supination lors de la phase oscillante du cycle de marche ; mais également les mécanismes de mise en danger, par exemple en raison des compressions du nerf fibulaire, ou encore en raison d'une éventuelle dysfonction des organes tendineux de Golgi, voire des fuseaux neuromusculaires et également de par sa faiblesse lors des mesures isocinétiques. Le traitement des données électromyographiques issues de ces muscles, ainsi que des autres muscles périarticulaires de la cheville pourrait donc apporter d'autres informations nécessaires à une compréhension accrue des mécanismes impliqués dans l'ICC.

Enfin, les résultats énoncés dans ce travail de thèse de doctorat ont uniquement concerné des comparaisons intergroupes. Il serait donc maintenant intéressant de réaliser des comparaisons intragroupes afin de noter si les altérations notées dans les 4 études concernent uniquement le membre inférieur dont la cheville est instable, ou si ces altérations peuvent être bilatérales. Ces informations permettraient ainsi de noter si ces altérations sont issues d'un dérèglement central, ou au contraire si elles témoignent d'un dérèglement périphérique.

Cela pourrait par exemple permettre de répondre à une question importante :

Est-ce que les personnes se plaignant d'une ICC ont une altération initiale du système proprioceptif qui résulte en l'apparition d'entorses et/ou d'instabilités latérales ? Ou est-ce que l'entorse initiale a induit, par l'intermédiaire de diverses lésions anatomo-physiologiques, ce déficit proprioceptif ?

BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE

- Novembre 2012 : *Invitation au Congrès de l'IRBMS à Lille (59)*
Revue de littérature et exposé des protocoles : Thèse de Doctorat « Caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'instabilité chronique de la cheville ».
- R. Pionnier, E. Simoneau, N. Découfour, C. Popineau, F. Barbier. LAMIH-UVHC, CHRISO
- Novembre 2013 : *Invitation au Congrès de l'IRBMS à Lille (59)*
Instabilité Chronique de la Cheville : Caractérisation biomécanique par l'équilibre statique et dynamique ?
- R. Pionnier, E. Simoneau, N. Découfour, C. Popineau, F. Barbier. LAMIH-UVHC, CHRISO
- Janvier 2014 : *Congrès de la SOFAMEA à Saint Fargeau Ponthierry (77)*
Caractérisation biomécanique de chevilles instables chroniques lors de la descente d'un escalier.
- R. Pionnier, E. Simoneau, N. Découfour, C. Popineau, F. Barbier. LAMIH-UVHC, CHRISO
Gagnant du Prix de la Conf' Etudiant, SOFAMEA 2014
- Mai 2014 : *Congrès de l'ESPRM-SOFMER à Marseille (13) : publication d'un résumé (Annexe 2)*
Chronic Ankle Instability (CAI): Characterization with various balance tasks.
- R. Pionnier, N. Découfour, C. Popineau, E. Simoneau-Buessinger. LAMIH-UVHC, CHRISO
- Août 2014 : *Congrès de la Société de Biomécanique, à Valenciennes (59) : publication d'un résumé (Annexe 3)*
Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability
- R. Pionnier, N. Découfour, F. Barbier, C. Popineau, E. Simoneau-Buessinger. LAMIH-UVHC, CHRISO

BIBLIOGRAPHIE

- Akhbari, B. et al., 2007. A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles. *Physical Therapy in Sport*, 8(3), p.117-129.
- Anandacoomarasamy, A & Barnsley, L., 2005. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British journal of sports medicine*, 39(3), p.e14; discussion e14.
- Andriacchi, T.P., 1990. Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *Journal of Biomechanics*, 23, p.99-105.
- Arnold, B. & Docherty, C., 2006. Low-load eversion force sense, self-reported ankle instability, and frequency of giving way. *Journal of athletic training*, 41(3), p.233-238.
- Baier, M. & Hopf, T., 1998. Ankle Orthoses Effect on Single-Limb Standing Balance in Athletes With Functional Ankle Instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 79(August).
- Balduini, F.C. & Tetzlaff, J., 1982. Historical perspectives on injuries of the ligaments of the ankle. *Clinics in sports medicine*, 1(1), p.3-12.
- Ball, P. & Johnson, G., 1996. Technique for the measurement of hindfoot inversion and eversion and its use to study a normal population. *Clinical Biomechanics*, 11(3), p.165-169.
- Becker, H.P. et al., 1997. Measurement of plantar pressure distribution during gait for diagnosis of functional lateral ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 12(3), p.S19.
- Bell, C., 1826. On the Nervous Circle Which Connects the Voluntary Muscles with the Brain. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 116(1), p.163-173.
- Benchortane, M. et al., 2011. Chronic ankle instability and common fibular nerve injury. *Joint Bone Spine*, 78(2), p.206-208.
- Benesch, S. et al., 2000. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clinical Biomechanics*, 15(1), p.21-28.
- Bernier, J. & Perrin, D., 1998. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(4), p.264-275.
- Bernier, J., Perrin, D. & Rijke, A., 1997. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *Journal of Athletic Training*, 32(3), p.226-232.
- Bonnin, J.G., 1950. *Injuries to the ankle* Hafner Pub. C. T. Darien, éd.,
- Bonnomet, F., Clavert, P. & Kempf, J., 1999. Entorse de la cheville. In Elsevier, éd. *Encycl Med Chir (Elsevier, Paris) Appareil Locomoteur*. p. 14-089-A-10, 8p.
- Borloz, S. et al., 2011. Evidence for validity and reliability of a French version of the FAAM. *BMC musculoskeletal disorders*, 12(1), p.40.

- Bosien, W., Staples, O. & Russell, S., 1955. Residual disability following acute ankle sprains. *The Journal of Bone & Joint Surgery*.
- Boudarham, J. et al., 2013. Changes in electromyographic activity after botulinum toxin injection of the rectus femoris in patients with hemiparesis walking with a stiff-knee gait. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(5), p.1036-43.
- Boyle, J. & Negus, V., 1998. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Australian Journal Of Physiotherapy*, 44, p.1998-1998.
- Brown, C. et al., 2008. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(6), p.822-31.
- Brown, C., Bowser, B. & Simpson, K.J., 2012. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clinical biomechanics*, 27(1), p.52-63.
- Brown, C.N. et al., 2009. Variability of motion in individuals with mechanical or functional ankle instability during a stop jump maneuver. *Clinical biomechanics*, 24(9), p.762-8.
- Bruin, D.B. & von Piekartz, H., 2014. Musculoskeletal Management of a Patient With a History of Chronic Ankle Sprains: Identifying Rupture of Peroneal Brevis and Peroneal Longus With Diagnostic Ultrasonography. *Journal of Chiropractic Medicine*, 13(3), p.203-209.
- Buchanan, A.S., Docherty, C.L. & Schrader, J., 2008. Functional performance testing in participants with functional ankle instability and in a healthy control group. *Journal of athletic training*, 43(4), p.342-6.
- Caffrey, E. et al., 2009. The ability of 4 single-limb hopping tests to detect functional performance deficits in individuals with functional ankle instability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 39(11), p.799-806.
- Caputo, A.M. et al., 2009. In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. *The American journal of sports medicine*, 37(11), p.2241-8.
- Carcia, C.R. et al., 2008. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 43(2), p.179-183.
- Chèze, L., 2014. *Analyse cinématique du mouvement humain* ISTE Editi., London.
- Chinn, L., Dicharry, J. & Hertel, J., 2013. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 14(4), p.232-9.
- Choi, W.J. et al., 2008. Chronic lateral ankle instability: the effect of intra-articular lesions on clinical outcome. *The American journal of sports medicine*, 36(11), p.2167-72.

- Cox, J.S., 1985. Surgical and nonsurgical treatment of acute ankle sprains. *Clinical orthopaedics and related research*, (198), p.118-26.
- Cronin, N.J. & Finni, T., 2013. Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. *Gait and Posture*, 38(3), p.528-533.
- Delahunt, E., 2006. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of orthopaedic research*, 24(10), p.1991-2000.
- Delahunt, E. et al., 2010. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(9), p.1383-9.
- Delahunt, E., 2007. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 11(3), p.203-213.
- Delahunt, E., Monaghan, K. & Caulfield, B., 2006. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *The American journal of sports medicine*, 34(12), p.1970-6.
- Delahunt, E., O'Driscoll, J. & Moran, K., 2009. Effects of taping and exercise on ankle joint movement in subjects with chronic ankle instability: a preliminary investigation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(8), p.1418-22.
- Demeritt, K. & Shultz, S., 2002. Chronic ankle instability does not affect lower extremity functional performance. *Journal of athletic training*, 37(4), p.507-511.
- Van Deun, S. et al., 2007. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. *The American journal of sports medicine*, 35(2), p.274-81.
- Dingenen, B., Staes, F.F. & Janssens, L., 2013. A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. *Journal of biomechanics*, 46(13), p.2213-9.
- Dixon, P.C., Böhm, H. & Döderlein, L., 2012. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. *Journal of Biomechanics*, 45(6), p.1011-1016.
- Docherty, C., 2006. Contralateral force sense deficits are related to the presence of functional ankle instability. *Journal of orthopaedic ...*, 24(7), p.1412-1419.
- Docherty, C. & Arnold, B., 2005. Functional-performance deficits in volunteers with functional ankle instability. *Journal of athletic training*, 40(1), p.30-34.
- Docherty, C. & Gansneder, B., 2006. Development and reliability of the ankle instability instrument. *Journal of athletic training*, 41(2), p.154-158.

- Docherty, C., Moore, J. & Arnold, B., 1998. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*, 33(4), p.310-314.
- Docherty, C.L. & Arnold, B.L., 2008. Force sense deficits in functionally unstable ankles. *Journal of orthopaedic research: official publication of the Orthopaedic Research Society*, 26(11), p.1489-93.
- Drewes, L.K., McKeon, P.O., Paolini, G., et al., 2009. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*, 18, p.375-388.
- Drewes, L.K., McKeon, P.O., Kerrigan, D.C., et al., 2009. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 12(6), p.685-7.
- Dundas, M. a, Gutierrez, G.M. & Pozzi, F., 2014. Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. *Journal of sports sciences*, 32(10), p.926-33.
- Ebig, M., Lephart, S. & Burdett, R., 1997. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *Journal of Orthopaedic & ...*, 26(2), p.73-77.
- Eechaute, C. et al., 2009. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait & posture*, 30(1), p.82-6.
- Eils, E. & Rosenbaum, D., 2001. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(March), p.1991-1998.
- Fallat, L., Grimm, D.J. & Saracco, J. a., 1998. Sprained ankle syndrome: Prevalence and analysis of 639 acute injuries. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 37(4), p.280-285.
- Ferber, R. et al., 2003. Gait perturbation response in chronic anterior cruciate ligament deficiency and repair. *Clinical Biomechanics*, 18(2), p.132-141.
- Fernandes, N., Allison, G.T. & Hopper, D., 2000. Peroneal Latency in Normal and Injured Ankles at Varying Angles of Perturbation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 375(375), p.193-201.
- Fong, D.T.-P. et al., 2007. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine*, 37(1), p.73-94.
- Fong, D.T.-P. et al., 2009. Biomechanics of supination ankle sprain: a case report of an accidental injury event in the laboratory. *The American journal of sports medicine*, 37(4), p.822-7.

- Forestier, N., Teasdale, N. & Nougier, V., 2002. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and science in sports and exercise*, 34, p.117-122.
- Forestier, N. & Toschi, P., 2005. The effects of an ankle destabilization device on muscular activity while walking. *International Journal of Sports Medicine*, 26(6), p.464-470.
- Forkin, D. et al., 1996. Evaluation of kinesthetic deficits indicative of balance control in gymnasts with unilateral chronic ankle sprains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(4), p.245-250.
- Fox, J. et al., 2008. Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. *Journal of athletic training*, 43(1), p.51-4.
- Freeman, A.R. & Dean, R.E., 1965. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of bone and joint surgery*, 47(4), p.678-85.
- Freeman, M., 1965. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone & Joint Surgery, British ...*, 47B(4), p.669-677.
- Gamage, S.S.H.U. & Lasenby, J., 2002. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *Journal of Biomechanics*, 35(1), p.87-93.
- Garn, S. & Newton, R., 1988. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *Physical Therapy*, 68(11), p.1667-1671.
- Garrick, J.G., 1977. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine*, 5(6), p.241-242.
- Gerber, J.P. et al., 1998. Persistent Disability Associated with Ankle Sprains: A Prospective Examination of an Athletic Population. *Foot & Ankle International*, 19(10), p.653-660.
- Gigi, R. et al., 2015. Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8, p.1-8.
- Gilbreath, J.P. et al., 2014. The effects of Mobilization with Movement on dorsiflexion range of motion, dynamic balance, and self-reported function in individuals with chronic ankle instability. *Manual Therapy*, 19(2), p.152-157.
- Gillet, C. et al., 2003. Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 82(2), p.101-9.
- Gribble, Hertel, J. & Plisky, P., 2012. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *Journal of athletic training*, 47(3), p.339-57.
- Gribble, P. A et al., 2013. Interrater reliability of the star excursion balance test. *Journal of athletic training*, 48(5), p.621-6.

- Gribble, P. A & Robinson, R.H., 2009. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of athletic training*, 44(4), p.350-5.
- Gribble, P. A. & Hertel, J., 2003. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(2), p.89-100.
- Gribble, P.A. et al., 2004. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of athletic training*, 39(4), p.321-329.
- Gross, M.T., 1987. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgements of joint position. *Physical therapy*, 67, p.1505-1509.
- Groeters, S. et al., 2013. Double-leg stance and dynamic balance in individuals with functional ankle instability. *Gait & posture*, 38(4), p.968-73.
- Hadadi, M. et al., 2011. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 14(5), p.370-5.
- Halasi, T. et al., 2005. Changes in joint position sense after surgically treated chronic lateral ankle instability. *British journal of sports medicine*, 39(11), p.818-24.
- Hale, S. a, Hertel, J. & Olmsted-Kramer, L.C., 2007. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 37(6), p.303-11.
- Hale, S.A. & Hertel, J., 2005. Reliability and Sensitivity of the Foot and Ankle Disability Index in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 40(1), p.35-40.
- Han, J. et al., 2015. Assessing proprioception: A critical review of methods. *Journal of Sport and Health Science*.
- Hartsell, H.D. & Spaulding, S.J., 1999. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *British Journal of Sports Medicine*, 33(4), p.255-258.
- Hass, C.J. et al., 2010. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *The American journal of sports medicine*, 38(4), p.829-34.
- Held, J. & Dizien, O., 1998. *Traité de Médecine Physique et de Réadaptation*,
- Hertel, J., 2002. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), p.364-375.
- Hertel, J., 2000. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 29(5), p.361-71.
- Hertel, J. et al., 2006. Simplifying the Star Excursion Balance Test : Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(3), p.131-137.

- Hertel, J., Miller, S.J. & Denegar, C.R., 2000. Intratester and Intertester Reliability During the Star Excursion Balance Tests. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), p.104-116.
- Hertel, J. & Olmsted-Kramer, L.C., 2007. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait & posture*, 25(1), p.33-9.
- Hicks, J., 1956. THE MECHANICS OF THE FOOT, IV. *Cells Tissues Organs*, (1948).
- Hiller, C.E. et al., 2006. The Cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 87(9), p.1235-41.
- Hiller, C.E., Kilbreath, S.L. & Refshauge, K.M., 2011. Chronic ankle instability: evolution of the model. *Journal of athletic training*, 46(2), p.133-41.
- Hintermann, B., Boss, A. & Schäfer, D., 2002. Arthroscopic findings in patients with chronic ankle instability. *The American journal of sports medicine*, 30(3), p.402-409.
- Hoch, M.C. et al., 2012. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 15(6), p.574-9.
- Hoch, M.C., Staton, G.S. & McKeon, P.O., 2011. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 14(1), p.90-2.
- Hopkins, J.T. et al., 2009. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 27(12), p.1541-6.
- Hopkins, J.T., McLoda, T. & McCaw, S., 2007. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *European journal of applied physiology*, 99(4), p.371-8.
- Hopper, D. et al., 2009. The influence of Mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 10(4), p.125-30.
- Hopper, D.M. et al., 2013. Effect of ankle taping on angle and force matching and strength of the plantar flexors. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*.
- Hubbard, T.J. et al., 2005. Anterior-posterior mobility of the talus in subjects with chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, 6(3), p.146-152.
- Hubbard, T.J. et al., 2007. Correlations Among Multiple Measures of Functional Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 42(3), p.361-366.
- Hubbard, T.J. & Cordova, M., 2009. Mechanical instability after an acute lateral ankle sprain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 90(7), p.1142-6.

- Hubbard, T.J. & Kaminski, T.W., 2002. Ankle Instability Status. , 37(4), p.481-486.
- Hurvitz, E. a. et al., 2000. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), p.587-591.
- Isakov, E. & Mizrahi, J., 1997. Short reports Is balance impaired by recurrent sprained ankle ? *British Journal of Sports Medicine*, 31, p.65-67.
- Javed, a., Walsh, H.P.J. & Lees, a., 1999. Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle. *Foot and Ankle Surgery*, 5(3), p.159-166.
- Kakahana, W. et al., 2005. Effect of a Lateral Wedge on Joint Moments During Gait in Subjects with Recurrent Ankle Sprain. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(11), p.858-864.
- Kalund, S. et al., 1990. Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(3), p.245-248.
- Kaminski, T. & Buckley, B., 2003. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *British journal of sports ...*, 37, p.410-415.
- Kaminski, T. & Hartsell, H., 2002. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. *Journal of athletic training*, 37(4), p.394-405.
- Kaminski, T., Perrin, H. & Gansneder, B., 1999. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*, 34(3), p.239-245.
- Kapandji, I.A., 2009. *Anatomie fonctionnelle : Tome 2 - Membre inférieur* MALOINE, éd.,
- Karlsson, J. & Andreasson, G., 1992. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability an electromyographic study. *The American journal of sports medicine*, 20(3), p.257-261.
- Keele, S.W. & Posner, M.I., 1968. Processing of visual feedback in rapid movements. *Journal of experimental psychology*, 77(1), p.155-8.
- Kerkhoffs, G.M.M.J. et al., 2002. An instrumented, dynamic test for anterior laxity of the ankle joint complex. *Journal of Biomechanics*, 35(12), p.1665-1670.
- Kidder, S.M. et al., 1996. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 4(1), p.25-32.
- Kim, C.-Y., Choi, J.-D. & Kim, H.-D., 2014. No correlation between joint position sense and force sense for measuring ankle proprioception in subjects with healthy and functional ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 29(9), p.977-983.
- Kinzey, S.J. & Armstrong, C.W., 1998. The reliability of the star-excision test in assessing dynamic balance. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 27(5), p.356-60.

- Konradsen, L., 2002. Factors contributing to chronic ankle instability: kinesthesia and joint position sense. *Journal of athletic training*, 37(4), p.381-385.
- Konradsen, L. et al., 2002. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 12(3), p.129-135.
- Konradsen, L. & Magnusson, P., 2000. Increased inversion angle replication error in functional ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 8, p.246-251.
- Konradsen, L., Olesen, S. & Hansen, H., 1998. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *The American journal of ...*, 26(1), p.72-77.
- Konradsen, L. & Ravn, J., 1990. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthopaedica*, 61(5), p.388-390.
- Konradsen, L., Ravn, J. & Sorensen, A., 1993. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *Journal of Bone & Joint ...*, 75(3), p.433-436.
- Konradsen, L. & Voigt, M., 2002. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12(6), p.329-336.
- Kristianslund, E., Bahr, R. & Krosshaug, T., 2011. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *Journal of biomechanics*, 44(14), p.2576-8.
- De Lecluse, J., 2003. Évaluation et classification des lésions ligamentaires des entorses latérales de la cheville. *Journal de traumatologie du sport*, 20(2), p.95-104.
- Lee, A., Lin, W. & Huang, C., 2006. Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with functional instability of the ankle. *J Exerc Sci Fit*, 4(2), p.117-125.
- Lee, A.J.Y. & Lin, W.-H., 2008. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(8), p.1065-72.
- Lentell, G., Baas, B. & Lopez, D., 1995. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(4), p.206-215.
- Lentell, G.L., Katzman, L.L. & Walters, M.R., 1990. The Relationship Between Muscle Function and Ankle Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(12), p.605-611.
- Leumann, A. et al., 2010. Chronic ankle instability in the Swiss orienteering national team. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, 26(1), p.20-28.

- Li, J.X., Xu, D.Q. & Hoshizaki, B., 2009. Proprioception of foot and ankle complex in young regular practitioners of ice hockey, ballet dancing and running. *Research in sports medicine (Print)*, 17(4), p.205-16.
- Lin, C.-F., Chen, C.-Y. & Lin, C.-W., 2011. Dynamic ankle control in athletes with ankle instability during sports maneuvers. *The American journal of sports medicine*, 39(9), p.2007-15.
- Liu, K., Uygur, M. & Kaminski, T.W., 2012. Effect of Ankle Instability on Gait Parameters: A Systematic Review. *Athletic Training & Sports Health Care*, 4(6), p.275-281.
- Löfvenberg, R. & Kärrholm, J., 1995. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *The American journal of sports medicine*, 23(4), p.414-417.
- Lundgren, P. et al., 2008. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking. *Gait and Posture*, 28(1), p.93-100.
- Martin, R.L. et al., 2005. Evidence of Validity for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Foot & Ankle International*, p.968-983.
- Martínez-Ramírez, a et al., 2010. Wavelet analysis based on time-frequency information discriminate chronic ankle instability. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(3), p.256-64.
- McCaskie, A. & Gale, D., 1995. Chronic ankle instability: the value of talar tilt under general anaesthesia. *British journal of sports ...*, 29(2), p.103-104.
- McKeon, P.O. et al., 2009. Effects of balance training on gait parameters in patients with chronic ankle instability: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*, 23, p.609-621.
- Mckeon, P.O. & Hertel, J., 2008. Ankle Instability , Part I: Can Deficits Be Detected. *Journal of athletic training*, 43(3), p.293-304.
- McKeon, P.O. & Hertel, J., 2008. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC musculoskeletal disorders*, 9, p.76.
- McKnight, C. & Armstrong, C., 1997. The role of ankle strength in functional ankle instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 6(7), p.21-29.
- Michell, T.B. et al., 2006. Functional Balance Training , With or Without Exercise Sandals , for Subjects With Stable or Unstable Ankles. *Journal of athletic training*, 41(4), p.393-398.
- Mok, K.-M. et al., 2011. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *The American journal of sports medicine*, 39(7), p.1548-52.
- Monaghan, K., Delahunt, E. & Caulfield, B., 2006. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(2), p.168-74.

- Mora, I. et al., 2003. Electromechanical assessment of ankle stability. *European journal of applied physiology*, 88(6), p.558-64.
- Munn, J. et al., 2003. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(2), p.245-50.
- Munn, J., Sullivan, S.J. & Schneiders, A.G., 2010. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 13(1), p.2-12.
- Nashner, L.M. & McCollum, G., 2010. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(01), p.135.
- Nawata, K. et al., 2005. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 10(3), p.298-301.
- Nester, C., van der Linden, M. & Bowker, P., 2003. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait & Posture*, 17(2), p.180-187.
- Nitz, A.J., Dobner, J.J. & Kersey, D., 1985. Nerve injury and Grades II and III ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(3), p.177-182.
- De Noronha, M. & Refshauge, K., 2007. Loss of proprioception or motor control is not related to functional ankle instability: an observational study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 53(Gross 1987), p.193-198.
- Nyska, M., Shabat, S. & Simkin, A., 2003. Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *British journal of sports ...*, p.495-497.
- Olmsted, L.C. et al., 2002. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of athletic training*, 37(4), p.501-506.
- Peres, M. et al., 2014. Efeitos do treinamento proprioceptivo na estabilidade do tornozelo em atletas de voleibol. *Rev Bras Med Esporte*, 20(2), p.146-150.
- Perron, M. et al., 2014. Persistence of long term isokinetic strength deficits in subjects with lateral ankle sprain as measured with a protocol including maximal preloading. *Clinical Biomechanics*, 29(10), p.1151-1157.
- Pintsaar, a, Brynhildsen, J. & Tropp, H., 1996. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *British Journal of Sports Medicine*, 30(2), p.151-155.
- Plante, J.E. & Wikstrom, E. a, 2013. Differences in clinician-oriented outcomes among controls, copers, and chronic ankle instability groups. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 14(4), p.221-6.

- Plisky, P.J. et al., 2006. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 36(12), p.911-9.
- Plisky, P.J. et al., 2009. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 4(2), p.92-99.
- Pontaga, I., 2004. Ankle joint evertor-invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(7), p.760-2.
- Pope, M. et al., 2011. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & posture*, 34(2), p.154-8.
- Porter, G.J. & Kaminski, T., 2002. An examination of the stretch-shortening cycle of the dorsiflexors and evertors in uninjured and functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*, 37(4), p.494-500.
- Puffer, J.C., 2001. The sprained ankle. *Sports Medicine*, 3(5), p.38-49.
- Raugust, J.D., 2009. The Effect of Functional Ankle Instability on Peroneal Reflex Latency. *University of Alberta Health Sciences Journal*, 3(1), p.16-19.
- Raymond, J. et al., 2012. The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(5), p.386-392.
- Robinson, R.H. & Gribble, P. a, 2008. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(2), p.364-70.
- Rosenbaum, D. et al., 2000. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *Foot and ankle surgery*, 6, p.31-38.
- Ross, S. & Guskiewicz, K., 2008. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *Journal of athletic training*, 43(1), p.44-50.
- Ross, S.E. et al., 2011. Balance assessments for predicting functional ankle instability and stable ankles. *Gait & posture*, 34(4), p.539-42.
- Ross, S.E. et al., 2005. Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*, 40(4), p.298-304.
- Rozzi, S.L. et al., 1999. Balance training for persons with functionally unstable ankles. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 29(8), p.478-86.
- Runge, C. et al., 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, 10(2), p.161-170.

- Ryan, L., 1994. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *The Australian journal of physiotherapy*, 40(1), p.41-7.
- Santilli, V. et al., 2005. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *The American journal of sports medicine*, 33(8), p.1183-7.
- dos Santos, M.J., Gorges, A.L. & Rios, J.L., 2014. Individuals with chronic ankle instability exhibit decreased postural sway while kicking in a single-leg stance. *Gait & posture*, 40(1), p.231-6.
- Santos, M.J., Liu, H. & Liu, W., 2008. Unloading reactions in functional ankle instability. *Gait & posture*, 27(4), p.589-94.
- Sefton, J.M. et al., 2009. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. *Clinical biomechanics*, 24(5), p.451-8.
- Sefton, J.M. et al., 2011. Six weeks of balance training improves sensorimotor function in individuals with chronic ankle instability. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 41(2), p.81-89.
- Sekir, U. et al., 2007. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 15(5), p.654-64.
- Sekir, U. et al., 2008. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *European journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 44(4), p.407-415.
- Slaven, E.J. & Mathers, J., 2011. Management of chronic ankle pain using joint mobilization and ASTYM® treatment: a case report. *The Journal of manual & manipulative therapy*, 19(2), p.108-12.
- Spaulding, S.J., Li, L.A. & Hartsell, H.D., 2003. The influence of external orthotic support on the adapti v e gait characteristics of indi v iduals with chronically unstable ankles. , 17, p.152-158.
- Suda, E.Y., Amorim, C.F. & Sacco, I.D.C.N., 2009. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(2), p.e84-93.
- Suda, E.Y. & Sacco, I.C., 2011. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 12(4), p.164-70.

- Terada, M. et al., 2014. The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. *Gait & posture*, 40(1), p.193-7.
- Terrier, R. et al., 2014. Impaired control of weight bearing ankle inversion in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*, 29(4), p.439-443.
- Trevino, S.G., Davis, P. & Hecht, P.J., 1994. Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *The Orthopedic clinics of North America*, 25(1), p.1-16.
- Tropp, H., 2002. Commentary: functional ankle instability revisited. *Journal of athletic training*, 37(4), p.512-515.
- Tropp, H., 1986. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *International journal of sports medicine*, 7(5), p.291-4.
- Uh, B.S. et al., 2000. The benefit of a single-leg strength training program for the muscles around the untrained ankle. *The American journal of sports medicine*, 28(4), p.568-73.
- Urgüden, M. et al., 2010. Evaluation of the lateral instability of the ankle by inversion simulation device and assessment of the rehabilitation program. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica*, 44(5), p.365-77.
- Vaes, P., Duquet, W. & Gheluwe, B. Van, 2002. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *Journal of athletic training*, 37(4), p.475-480.
- Verhagen, E. et al., 2004. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *The American journal of sports medicine*, 32(6), p.1385-93.
- Verhagen, R., Keizer, G. De & Dijk, C. Van, 1995. Long-term follow-up of inversion trauma of the ankle. *Archives of Orthopaedic and Traumatology Surgery*, (January 1994), p.92-96.
- de Vries, J.S. et al., 2010. Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 18(5), p.601-6.
- Waddington, G. & Adams, R., 1999. Ability to discriminate movements at the ankle and knee is joint specific. *Perceptual and motor skills*, 89(3 Pt 1), p.1037-41.
- Waldecker, U., 2000. Subtalar instability in acute, lateral sprain of the ankle? *Foot and ankle surgery*, p.113-118.
- Wikstrom, E. a & Hubbard, T.J., 2010. Talar positional fault in persons with chronic ankle instability. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(8), p.1267-71.
- Wikstrom, E., Fournier, K. & McKeon, P., 2010. Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait & posture*, 32(1), p.82-6.

- Wikstrom, E.A., Bishop, M.D., et al., 2010. Gait termination control strategies are altered in chronic ankle instability subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, p.197-205.
- Wilkerson, G.B., Tc, A. & Caturano, R.W., 1997. Invertor Vs Evertor Peak Torque and Power Deficiencies Associated With Lateral Ankle Ligament Injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(2), p.78-86.
- Wilkin, E.J. et al., 2012. Manual testing for ankle instability. *Manual Therapy*, 17, p.593-596.
- Willems, T., Witvrouw, E. & Verstuyft, J., 2002. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of athletic training*, 37(4), p.487-493.
- Witchalls, J.B. et al., 2014. Chronic ankle instability affects learning rate during repeated proprioception testing. *Physical Therapy in Sport*, 15(2), p.106-111.
- Wu, G., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35, p.543-548.
- Yildiz, Y., Aydin, T. & Sekir, U., 2003. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *Journal of sports science and medicine*, 2, p.70-76.
- Yokoyama, S. et al., 2008. Position-specific deficit of joint position sense in ankles with chronic functional instability. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7(December), p.480-485.

ANNEXES

Annexe 1 : Résultats obtenus lors de l'évaluation isocinétique

Pics de couple, normalisés par la masse corporelle, en N.m.kg-1. Les valeurs numériques dans les noms de variables illustrent les vitesses d'évaluation, en °.s⁻¹ FD = Flexion Dorsale, FP = Flexion plantaire, Ev = Eversion, Inv = Inversion, CC = mode concentrique, EXC = mode excentrique.

Variable	ICC	CTRL	valeur du p
FD CC 30	0,34 ± 0,08	0,38 ± 0,08	0,17
FD CC 90	0,20 ± 0,05	0,23 ± 0,08	0,21
FD EXC 30	0,51 ± 0,12	0,54 ± 0,09	0,46
FD EXC 120	0,53 ± 0,13	0,56 ± 0,10	0,48
FP CC 30 *	1,44 ± 0,40	1,72 ± 0,40	0,04
FP CC 90	1,10 ± 0,27	1,27 ± 0,27	0,06
FP EXC 30	1,91 ± 0,51	1,96 ± 0,61	0,79
FP EXC 120	1,86 ± 0,51	2,00 ± 0,55	0,44
Ev CC 30	0,27 ± 0,07	0,33 ± 0,14	0,08
Ev CC 90 *	0,22 ± 0,04	0,26 ± 0,07	0,03
Ev CC 120 *	0,20 ± 0,04	0,24 ± 0,07	0,02
Ev EXC 30	0,32 ± 0,10	0,35 ± 0,08	0,29
Ev EXC 120	0,3 ± 0,08	0,34 ± 0,12	0,30
Inv CC 30	0,25 ± 0,09	0,27 ± 0,10	0,38
Inv CC 90	0,22 ± 0,08	0,23 ± 0,08	0,66
Inv EXC 30	0,27 ± 0,08	0,31 ± 0,14	0,22
Inv EXC 120	0,25 ± 0,09	0,31 ± 0,13	0,14

Annexe 2 : Résultats obtenus lors des tests de repositionnement articulaire (Etude 2)

Résultats lors du test en Inversion. Les résultats montrent la valeur moyenne (\pm écart-type) de l'erreur absolue de repositionnement, en degrés ($^{\circ}$). * illustre une différence significative entre les groupes ICC et CTRL.

			ICC	CTRL	p
Test en Inversion	Cheville	Flexion / Extension	7,6 \pm 6,1	6,1 \pm 5,5	0,44
		Prono / Supination *	5,9 \pm 4,7	3,3 \pm 2,0	0,03
		Adduction / Abduction	8,0 \pm 5,1	6,2 \pm 5,1	0,28
	Sous-talienne	Flexion / Extension	5,5 \pm 4,0	4,8 \pm 4,0	0,58
		Prono / Supination *	4,0 \pm 2,4	2,4 \pm 1,5	0,02
		Adduction / Abduction	5,1 \pm 2,6	4,1 \pm 3,2	0,29
	Médio-pied	Flexion / Extension	1,9 \pm 2,1	2,2 \pm 2,0	0,67
		Prono / Supination *	4,3 \pm 2,8	2,4 \pm 1,4	0,01
		Adduction / Abduction	5,0 \pm 2,7	4,2 \pm 3,6	0,42
	Avant-pied	Flexion / Extension	5,1 \pm 5,0	5,1 \pm 5,0	1,00
		Prono / Supination	4,3 \pm 4,4	3,5 \pm 3,3	0,52
		Adduction / abduction	9,8 \pm 7,3	7,0 \pm 6,7	0,21

Résultats lors du test en Eversion. Les résultats montrent la valeur moyenne (\pm écart-type) de l'erreur absolue de repositionnement, en degrés ($^{\circ}$).

			ICC	CTRL	p
Test en Eversion	Cheville	Flexion / Extension	3,6 \pm 3,3	2,8 \pm 2,2	0,34
		Prono / Supination	3,1 \pm 2,8	4,4 \pm 3,4	0,17
		Adduction / Abduction	2,1 \pm 1,4	1,9 \pm 1,4	0,54
	Sous-talienne	Flexion / Extension	4,1 \pm 3,2	3,2 \pm 2,5	0,33
		Prono / Supination	1,4 \pm 1,4	1,1 \pm 1,1	0,56
		Adduction / Abduction	1,2 \pm 1,1	1,2 \pm 1,1	0,99
	Médio-pied	Flexion / Extension	1,9 \pm 2,0	2,5 \pm 1,7	0,39
		Prono / Supination	2,1 \pm 1,7	2,5 \pm 1,3	0,36
		Adduction / Abduction	5,0 \pm 2,0	5,0 \pm 2,6	0,93
	Avant-pied	Flexion / Extension	3,8 \pm 3,1	2,5 \pm 1,8	0,10
		Prono / Supination	3,1 \pm 2,3	3,2 \pm 2,1	0,89
		Adduction / Abduction	5,3 \pm 2,2	5,2 \pm 2,9	0,90

Résultats lors du test en Flexion Plantaire. Les résultats montrent la valeur moyenne (\pm écart-type) de l'erreur absolue de repositionnement, en degrés ($^{\circ}$).

			ICC	CTRL	p
Test en Flexion Plantaire	Cheville	Flexion / Extension	3,6 \pm 2,5	3,2 \pm 2,3	0,56
		Prono / Supination	3,8 \pm 2,9	3,3 \pm 2,7	0,60
		Adduction / Abduction	2,8 \pm 2,2	1,7 \pm 1,3	0,06
	Sous-talienne	Flexion / Extension	3,5 \pm 2,4	3,0 \pm 2,2	0,50
		Prono / Supination	2,8 \pm 2,6	2,0 \pm 1,5	0,26
		Adduction / Abduction	2,0 \pm 1,5	1,3 \pm 0,9	0,09
	Médio-pied	Flexion / Extension	3,0 \pm 2,8	1,8 \pm 1,2	0,09
		Prono / Supination	1,5 \pm 1,5	1,8 \pm 1,4	0,52
		Adduction / Abduction	2,5 \pm 2,2	2,0 \pm 1,6	0,38
	Avant-pied	Flexion / Extension	5,5 \pm 4,7	3,9 \pm 2,3	0,17
		Prono / Supination	2,2 \pm 1,7	2,3 \pm 1,7	0,81
		Adduction / Abduction	5,7 \pm 4,7	3,9 \pm 2,9	0,14

Annexe 3: Abstract, issu du 19^{ème} Congrès Européen de Médecine Physique et Réadaptation (2014), à Marseille. Chronic ankle instability (CAI) characterization with analysis of various balance tasks

Sport medicine / Annals of Physical and Rehabilitation Medicine 57S (2014) e267–e281

CO45-004-e

**Chronic ankle instability (CAI)
characterization with analysis of various
balance tasks**



R. Pionnier^{a,*}, N. Découfour^a, C. Popineau^a,
E. Simoneau-Buessinger^b

^a Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, Saint-Omer Cedex, France

^b LAMIH, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes, France

*Corresponding author.

Keywords: Dynamic balance; Static balance; Star Excursion Balance Test; Centre of pressure

Background.– Chronic ankle instability (CAI), characterized by recurrent episodes of lateral instability [3], is a complication of lateral ankle sprain which is the most common injury in sport activities [1]. Static balance can be evaluated in bipodal and unipodal conditions, and dynamic balance with Star Excursion Balance Test (SEBT) [2].

Objective.– The aim of this study is to note if static and/or dynamic balance can characterize CAI.

Methods.– Sixteen healthy subjects (CTRL) and 20 subjects with CAI (CAI) realize unipodal and bipodal balance tests, with eyes opened (EO) and closed (EC).

Results.–In static conditions, no difference between CAI and CTRL is shown. During bipodal balance tests, significant increases ($P < 0.05$) are observed for centre of pressure displacement and velocity for CAI between EO and EC conditions. Reached distances at SEBT are significantly shorter ($P < 0.05$) for CAI people.

Discussion.– Characterization by static balance seems difficult, contrary to what has previously been found by other authors [4]. Differences between EO and EC conditions in bipodal balance tests suggest proprioceptive alteration [3]. Dynamic balance seems to be relevant to characterize CAI through SEBT [4].

References

[1] Caputo, et al. AJSM 2009.

[2] Gribble, et al. JAT 2004.

[3] Hertel, et al. JAT 2002.

[4] Lee, et al. JESF 2006.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2014.03.977>

Annexe 4 : « Conference paper », issu du 39^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (2014) à Valenciennes. Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability

Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2014
Vol. 17, No. S1, 100–101, <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2014.931334>



Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability

R. Pionnier^{a,b*}, N. Découfour^b, F. Barbier^a, C. Popineau^b and E. Simoneau-Buessinger^a

^aLaboratoire d'Automatique, de Mécanique, et d'Informatique industrielles et Humaines, UMR CNRS 8201, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, F-59313 Valenciennes, France; ^bLaboratoire d'analyse du mouvement, Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, F-62505 Saint-Omer Cedex, France

Keywords: ankle instability; landing; kinematics; inversion traumatism; ankle sprain

1. Introduction

Lateral ankle sprain is one of the most common injuries in sports (Caputo et al. 2009). This is characterised by an impairment of one or several bundles of the ankle collateral lateral ligament. It is consecutive to a forced inversion, corresponding to a supination and an adduction of the foot in plantar flexion when tibia is laterally rotated.

Following a first sprain, recurrence can reach over 70% in sports and this can correspond to chronic ankle instability (CAI). CAI is defined as the occurrence of repeated lateral ankle instabilities, causing many lateral ankle sprains (Hertel 2002). People suffering from this pathology generally complain of an ankle disrobement during its loading, this was described as 'giving way' (GW) (Freeman 1965). A proprioception alteration is put forward as a cause of CAI (Freeman 1965; Hertel 2002).

Unipodal jump is a task assessed by several authors to characterise CAI (Caulfield and Garrett 2004; Delahunt et al. 2006; Brown et al. 2012). This movement, and more precisely the landing following a high jump task, is studied in adequacy with specific sport conditions. Authors usually compared CAI participants with asymptomatic people, using ground reaction forces (GRF) and/or joint kinematics.

The aim of this study was to assess unipodal landing in CAI participants. It was assumed that their kinematic and kinetic patterns could explain the occurrence of ankle GW and/or ankle sprains. Then, both joint kinematics and GRF in CAI participants have been assessed in an activity of daily living, landing from a step of a sidewalk high. These data have been compared with data of healthy people and with the contralateral limb of the CAI participants in order to give new information about their achieved strategies.

2. Methods

Participants were categorised into either the unilateral CAI group (seven men, three women; age = 26.1 ± 5.7 years; height = 1.75 ± 0.10 m; mass = 73.9 ± 14.5 kg) or the control (CTRL) group (seven men, three women; age = 27.3 ± 10.3 years; height = 1.79 ± 0.06 m; mass = 71.6 ± 11.3 kg).

All volunteers practised sports at least four hours per week. All participants completed the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) (Carcia et al. 2002) in order to quantify self-reported instability. It includes a daily activity part (FAAM) and a sport activities part (FAAM Sports). Results are reported in Table 1, completed with annual ankle GW scores.

To be included in the CAI group, participants had to complain of unilateral CAI at their dominant limb: they had an history of at least one acute lateral ankle sprain older than four months, with at least three episodes of ankle GW in the past year. They were free of any lower extremity surgery during the past four years. To be included in the CTRL group, participants had to report 100% on both parts of FAAM and FAAM Sports questionnaire. Participants in CTRL group were free of any ankle GW, any ankle sprain during the past four years, any history of other lower extremity osteoarticular injury and any history of lower limb surgery. Participants in the CTRL group were matched by sex, age, height, mass and limb dominance.

In this study, participants were asked to practice a unipodal falling from a Domyos[®] Step 500 (Villeneuve d'Ascq, France) (15 cm high) to a force platform. They were asked to keep their hands on their hips and to maintain balance during 20 seconds after the unipodal landing. This exercise was realised in a movement analysis laboratory instrumented with an 8 optoelectronic cameras Vicon[®] system (Oxford, UK), rated at 100 Hz, and an AMTI[®] force-plate (Watertown, MA, USA), rated at 1000 Hz. The three components of GRF were measured at foot strike (FS). Foot and ankle complex was divided into three parts, thanks to markers placement (Figure 1). It allowed to study

Table 1. Scores for FAAM and FAAM Sports, and number of ankle GW per year.

Group	FAAM ± std, %	FAAM Sports ± std, %	GW ± std, %
CAI	93.7 ± 3.6	85.9 ± 7.7	28 ± 30

CAI, chronic ankle instability; FAAM, Foot and Ankle Ability Measure; GW, giving way; SD, standard deviation.

*Corresponding author. Email: raphael.pionnier@gmail.com

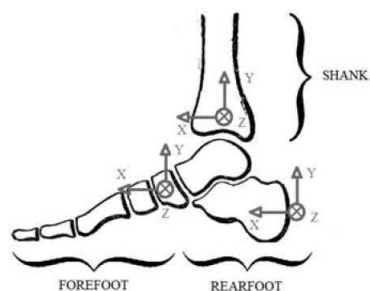


Figure 1. Local three-dimensional co-ordinates used in the study for right shank, rearfoot and forefoot.

rearfoot movements relative to shank and rearfoot movements relative to forefoot (respectively rearfoot angles and midfoot angles), as well as foot movements relative to shank (ankle angles). Joint kinematics was analysed from 0.2 seconds before FS to 0.2 seconds after FS.

Student's *t* tests were performed between groups and between limbs of CAI participants. The level of significance was set at $p < 0.05$ for all analyses.

3. Results and discussion

Regarding kinematics, results between each lower limb of CAI participants did not highlight any difference. However, ankles of CAI participants were significantly less plantar-flexed than CTRL ankles at 0.14 seconds before FS, and less adducted from 0.17 to 0.12 seconds before FS. Moreover, CAI midfoot was significantly more abducted than CTRL from 0.20 seconds before FS to 0.05 seconds after it. Thus, this result is also found at FS (Figure 2). Regarding rearfoot, flexion was significantly greater for CAI limbs than CTRL ones from 0.19 seconds before FS to 0.02 seconds after FS and from 0.08 to 0.16 seconds after it. Regarding kinetic data, no significant group or limb effects were noted.

There is no consensus regarding joint kinematics between groups. Indeed, as for Delahunt et al. 2006, the results showed

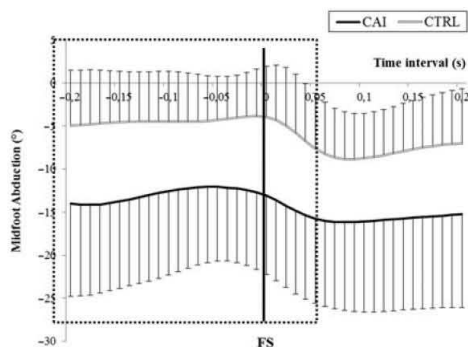


Figure 2. Midfoot abduction. Dashed line highlights the time interval in which the differences are significant. CAI, chronic ankle instability; CTRL, control; FS, foot strike.

a more inverted position of the foot before strike and at FS, whereas other studies did not show any difference between groups (Caulfield and Garrett 2004; Wu et al. 2010; Brown et al. 2012). In our study, CAI participants presented a more abducted and more dorsi-flexed position of foot and ankle complex at these instants, which could highlight an adapted protection of the ankle against GW and/or sprains.

Previous studies showed an increase in GRF components at FS (Delahunt et al. 2006; Wu et al. 2010), and thus in ankle joint stress. Those results could consequently increase the risk of ankle GW. The absence of difference in our study for kinetic data could be explained by the low height of fall. Regarding between limbs results of CAI participants, the lack of difference could highlight a motor control adaptation to protect both ankles against GW and/or sprains. Moreover, we noted that adduction of rearfoot and ankle tended to be even greater for uninvolved limb compared with involved limb. Thus, adduction of CTRL ankles tended to be even greater than uninvolved limb too. Therefore, the adaptation seems to be better for unstable ankles.

4. Conclusion

Contrary to what was expected, it was not possible to show that CAI participants displayed movement patterns that could have explained the occurrence of ankle GW and/or ankle sprains during a unipodal landing. In this study, CAI people seemed to use a protection strategy by decreasing the risk of inversion traumatism. Nevertheless, inappropriate neuromuscular mechanisms cannot be excluded to explain ankle sprain recurrence.

References

- Brown C, Bowser B, Simpson KJ. 2012. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clin Biomech.* 27:52–63.
- Caputo AM, Lee JY, Spritzer CE, Easley ME, DeOrto JK, Nunley II JA, DeFrate LE. 2009. In vivo kinematics of the tibiotalar joint after lateral ankle instability. *Am J Spor Med.* 37(11):2241–2248.
- Carcia CR, Martin RL, Drouin JM. 2002. Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in athletes with chronic ankle instability. *J Athlet Training.* 43(2):179–183.
- Caulfield B, Garrett M. 2004. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clin Biomech.* 19:617–621.
- Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. 2006. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res.* 24(10):1991–2000.
- Freeman MAR. 1965. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg.* 47(4):669–677.
- Hertel J. 2002. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athletic Training.* 37(4):364–375.
- Wu H-W, Chang Y-W, Liu C-W, Wang L-H. 2010. Biomechanical analysis of landing from counter movement jump and vertical jump with run-up in the individuals with functional ankle instability. *Int J Sport Exercise Sci.* 2(2):43–48.

Annexe 5 : Article soumis au journal “Gait and Posture” :
A new approach of the Star Excursion Balance Test to assess dynamic
postural control in people complaining from Chronic Ankle Instability

**A new approach of the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural control in
people complaining from Chronic Ankle Instability**

Raphaël Pionnier^{1,2}, MSc; Nicolas Découfour², PhD; Franck Barbier¹, PhD ; Christophe
Popineau², MD, Emilie Simoneau - Buessinger¹, PhD

¹ Laboratoire d'Automatique, de Mécanique, et d'Informatique industrielles et Humaines
(LAMIH) – UMR CNRS 8201, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis (UVHC),
F-59313 Valenciennes, France;

² Laboratoire d'analyse du mouvement, Centre Hospitalier de la Région de Saint-Omer, F-
62505 Saint-Omer Cedex, France

Corresponding Author:

Emilie SIMONEAU - BUESSINGER, Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et
d'Informatique industrielles et Humaines (LAMIH) – UMR CNRS 8201, Université de
Valenciennes et du Hainaut Cambrésis (UVHC), Le Mont Houy, F-59313 Valenciennes Cedex
09, France; Phone: +33 3 27 51 14 60; Fax: +33 3 27 51 13 16; E-mail: emilie.simoneau@univ-
valenciennes.fr.

ABSTRACT

The purpose of this study was to quantitatively and qualitatively assess dynamic balance with accuracy in individuals with chronic ankle instability (CAI). To this aim, a motion analysis system was used while participants performed the Star Excursion Balance Test (SEBT). Reached distances for the 8 points of the star were automatically computed, thereby excluding any dependence to the experimenter. In addition, new relevant variables were also computed, such as absolute time needed to reach each distance, lower limb ranges of motion during unipodal stance, as well as absolute error of pointing. Velocity of the centre of pressure and range of variation of ground reaction forces have also been assessed during the unipodal phase of the SEBT thanks to force plates. CAI group exhibited smaller reached distances and greater absolute error of pointing than the control (CTRL) group ($p < 0.05$). Moreover, the ranges of motion of lower limbs joints, the velocity of the centre of pressure and the range of variation of the ground reaction forces were all significantly smaller in the CAI group ($p < 0.05$). These reduced quantitative and qualitative performances highlighted a lower dynamic postural control. The limited body movements and accelerations during the unipodal stance in the CAI group could highlight a protective strategy. The present method and findings could help clinicians to better assess dynamic balance and monitor rehabilitation progress in individuals with CAI.

Keywords : Ankle Instability, dynamic balance, kinematics

Introduction

Lateral ankle sprain is one of the most frequent sports related injuries and it can represent up to 45% of injuries in sports with high risk such as basketball (Anandacoomarasamy & Barnsley 2005). This traumatic mechanism can happen during specific sport movements (Kristianslund et al. 2011) and even during activities of daily living (Slaven & Mathers 2011). After a first ankle sprain, involving collateral lateral ligaments, residual symptoms can appear with an occurrence that could be estimated up to 73% (Olmsted et al. 2002; Freeman & Dean 1965). Among these residual symptoms, repeated episodes of lateral instability could appear and induce recurrent sprains (Hertel 2002); these episodes often define chronic ankle instability (CAI). This pathology is mainly characterized by ankle “giving-way”, which corresponds to an ankle joint disrobement during its loading (Freeman & Dean 1965), as well as by an alteration of the proprioceptive system (Hertel 2002; Freeman & Dean 1965) that can contribute to a decline in neuromuscular control and induce an altered postural control (McKeon & Hertel 2008). In order to properly diagnose CAI, self-reported questionnaires, such as Foot and Ankle Ability Measure (FAAM) and FAAM Sport (Martin et al. 2005) are often used to complete the subjective information given by the feeling of an ankle “giving-way”.

Postural control may be classified as either static, with the aim to maintain a base of support with minimal movement, or dynamic, with the aim to maintain a stable base of support while completing a prescribed movement. Altered static postural control in the presence of CAI has been widely demonstrated (Hertel & Olmsted-Kramer 2007; Ross et al. 2011; Hubbard et al. 2007; Hadadi et al. 2011; Mckeon & Hertel 2008). Although dynamic postural control has already been investigated in this population (Olmsted et al. 2002; Hertel & Olmsted-Kramer 2007; Hubbard et al. 2007; Hadadi et al. 2011; Gribble et al. 2004; Hoch et al. 2012; Plante & Wikstrom 2013; Hertel et al. 2006; Martínez-Ramírez et al. 2010; Terada et al. 2014), this ability should be even more precisely studied. A common test used to quantify dynamic balance is the Star Excursion Balance Test (SEBT) (Kinzey & Armstrong 1998), which goal is to maintain single leg stance while reaching maximal distance with the extremity of contralateral limb in each direction of a star materialized on the floor. This test is a series of 8 lower-

extremity-reaching tasks purported to be more useful and relevant in identifying lower extremity functional deficits than tests involving only quiet standing. The SEBT indeed requires both lower extremity balance, strength, coordination, flexibility and proprioception (Plisky et al. 2009) and is mainly used as a functional screening tool to assess dynamic stability, monitor rehabilitation progress, assess deficits following a lower extremity injury, identify athletes at high risk for lower limb injury (Plisky et al. 2009; Gribble et al. 2012), and identify chronic ankle instability (Olmsted et al. 2002).

The metrological properties of the SEBT can however be discussed because since this balance test is dynamic and manually assessed, difficulty can occur in attempting to accurately measure the farthest reached point (Olmsted et al. 2002; Gribble et al. 2004; Hoch et al. 2012), which can constitute a strong limitation of the SEBT use. Besides, the SEBT is so far limited to measurements obtained only in a position reached at the end of the investigated movements. Beyond these observations, clinicians need further information to properly understand motion dysfunctions related to CAI. Investigations of generated movements during dynamic balance tests are thus necessary. Within this framework, a quantitative and qualitative method for measuring dynamic balance that could be regularly used in clinical diagnosis and monitoring can be developed. A more accurate and reliable way to assess reach distances would be then to use an optoelectronic cameras system, which is becoming more and more widespread in clinical centres and motion analysis laboratories. In addition, the use of such equipment also allows to investigate how the movement is performed and, notably, can give information about 1) the time needed to reach the target, 2) the accuracy of the pointing task and 3) the range of motion (ROM) of the lower limb joints.

The main aim of the present study was to assess dynamic balance with accuracy in CAI sufferers thanks to the contribution of movement analysis laboratory tools. It could be assumed that a good dynamic postural stability would imply a greater reached distance as well as a longer time to perform the task and would induce a better pointing accuracy. Use of optoelectronic cameras and force platforms could also increase the knowledge about the motor strategy used by CAI sufferers during SEBT procedure.

Methods

Participants

A total of 34 adults were recruited for this study: 17 adults with unilateral CAI (7 women and 10 men) constituted the CAI group (age 27.8 ± 8.4 years; height 1.73 ± 0.09 m; body mass 74.0 ± 19.5 kg) and 17 adults without CAI (5 women and 12 men) constituted the control (CTRL) group (age 28.8 ± 9.8 years; height 1.76 ± 0.08 m; body mass 70.9 ± 11.5 kg). Each participant had a specific medical consultation with a sport medicine doctor to assess instability degree of both ankles thanks to specific examination of the lower limbs. Participants were also asked to complete the FAAM and FAAM Sport questionnaires to assess their subjective instability felt during activities of daily living and during sports activities, respectively. The clinical examination also allowed excluding neurologic pathologies. In addition, each participant had to report no history of bone fracture or surgery of the lower limbs in the past 4 years. Further exclusion criteria were ankle pain and swelling. To be included in the CAI group, participants had to report a history of at least one sprain older than 4 months at the unstable ankle as well as a history of at least 3 “giving-way” on the same ankle in the past year. To be included in the CTRL group, participants had to be free of severe ankle sprain and had to never report any feeling of ankle “giving-way”. Since unilateral instability affected 13 dominant limbs, defined as the limb used to kick a ball, and 4 non-dominant limbs in the CAI group, 13 dominant limbs and 4 non-dominant limbs have been examined in the CTRL group. In each group, there were 5 left limbs and 12 right limbs investigated. These limbs corresponded to the “stance limb” during the SEBT. All volunteers gave written informed consent to participate in the study and all procedures complied with the Declaration of Helsinki and were approved by the local Ethics Committee.

Materials

A motion capture system (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) with eight cameras (Vicon® MX40) captured the spatial location of retro-reflective markers with a sample rate of 100 Hz. Eight retro-reflective markers were used to materialize the extremities of an 8-pointed star, placed at 1.5 m of the barycentre of the star (BARY). These markers defined the Anterior (A), Antero-Medial (AM), Medial (M), Postero-Medial (PM), Posterior (P), Postero-Lateral (PL), Lateral (L) and Antero-Lateral (AL) targets. The reaching directions were actually named based on the stance limb. A 30 retro-reflective markers biomechanical model was used in this study to quantify lower limb kinematics. It was based on ISB recommendations (Wu 2002) and it allowed to quantify hips, knee and ankle kinematics in sagittal, frontal and transverse planes. An AMTI® force-plate (AMTI; Watertown, MA), with a sample rate of 100 Hz, was used to quantify spatio-temporal and dynamic parameters under foot during the unipodal stance phase of the experimental procedure.

Procedures

Once participants were equipped with all the markers in the movement analysis laboratory, they had to perform the SEBT. It began in a bipodal stance with the stance foot placed on the BARY. Then, the non-tested foot left the floor. Consequently, participants stood in a single limb stance on the tested-limb. While keeping balance on the tested limb, objectives for the participant were twofold: 1) to point with the extremity of the non-tested foot (touchpoint) as far as possible and 2) to align as precisely as possible the retro-reflective marker placed on the head of the third metatarsal bone (META) with the target marker defining the tip of the star. After each pointing task, the non-tested foot returned to its initial position, reassuming a bipodal stance.

According to previous recommendations (Robinson & Gribble 2008), participants performed 4 non-recorded trials as familiarization, and then one trial per direction was recorded. The recorded trial was redone in the following cases: 1) the participant performed a support transfer on the non-stance limb, 2) the stance foot removed from BARY; 3) the participant was unable to maintain single limb balance during the whole test. Based on previous research

(Gribble & Hertel 2003), maximal reached SEBT distance was expressed as a percentage of leg length (distance), with leg length corresponding to the distance between the anterior superior iliac spine and the ipsilateral medial malleolus measured in the anatomical reference position via the motion analysis system.

Data processing

Distance was considered as the maximum excursion of the non-tested leg at touchpoint divided by leg length. The recorded touchpoint was defined as the point where the distance between BARY and META was the longest and the position of META along the vertical axis was the lowest. The absolute error of pointing was determined as the angle between the vector defined by BARY and META and the vector defined by BARY and the target point. Balance time was defined as the time interval between toe-off and touchpoint. During this time interval, 3D ground reaction force ranges of variation (ΔF_x , ΔF_y and ΔF_z) and centre of pressure velocity were examined. Centre of pressure velocity (VCoP) was considered as the mean value of instantaneous displacement velocity of the center of pressure; the medio-lateral component (VCoP-ML) and the antero-posterior component (VCoP-AP) were also computed. ΔF_x , ΔF_y and ΔF_z were considered as the difference between the maximal force and the minimal force along the medio-lateral, antero-posterior and vertical axis, respectively, during the time interval previously described. Hip, knee and ankle ranges of motion (ROM) were also calculated. These different data had been automatically computed with Matlab® software (The Mathworks, Natick, RI, USA).

Statistical analysis

Statistical tests were performed with Statistica® software (StatSoft, Tulsa, OK, USA). Data are reported as means \pm SD in text, figures and tables. Normality of the data was checked using the Kolmogorov–Smirnov test and equality of variances was verified by the Levene test. Unpaired Student t-tests were performed to compare groups' characteristics and FAAM and FAAM Sports results of the two groups. The impacts of group (CAI vs CTRL) and SEBT direction (A, AM, M, PM, P, PL, L, AL) on distance, error, VCoP, ROM, Balance time and on ground reaction variations were analysed by means of two-way analysis of variance (group x

direction, 2 x 8) with repeated measures on one factor (direction). When a significant main effect was found, a least significant differences Tukey post hoc test was used to identify the significant differences among the selected means. For all analyses, the level of significance was set at $p < 0.05$.

Results

Participants' characteristics

There was no significant difference between each group for age ($p=0.75$), height ($p=0.33$) and body mass ($p=0.58$). Average number of ankle sprains was 4.6 ± 3.0 and average number of ankle “giving-way” was 19.6 ± 16.1 in the past year for CAI participants.

Regarding the self-reported questionnaires, the score for FAAM was 92.7 ± 5.5 % for CAI group and 100.0 ± 0.0 for CTRL group ($p < 0.001$), and the Score for FAAM Sports was 83.1 ± 12.4 % for CAI group and 100.0 ± 0.0 for CTRL group ($p < 0.001$).

Reached distances

A group effect was shown for reached distances ($F_{1,32} = 7.655$, $p = .009$). Tukey post-hoc revealed a shorter reached distance for CAI participants compared to CTRL ones ($79.9 \pm 9.9\%$ of lower limb length for CAI group and $84.7 \pm 7.6\%$ for CTRL group).

Center of pressure velocity

A group effect was shown for VCoP ($F_{1,32} = 8.871$, $p = .006$) and Tukey post-hoc revealed a decreased VCoP for CAI participants compared to CTRL ones (11.6 ± 2.3 cm.s⁻¹ vs 13.6 ± 2.7 cm.s⁻¹). A group effect was also noted for VCoP-ML ($F_{1,32} = 36.587$, $p < 0.001$) with a decreased VCoP-ML for CAI participants compared to CTRL ones (4.9 ± 1.6 cm.s⁻¹ vs 6.4 ± 1.6 cm.s⁻¹). No significant group effect was noted for VCoP-AP ($F_{1,32} = 3.358$, $p = .07$).

Ranges of variation of ground reaction forces

A group effect was shown for DeltaFx ($F_{1,32} = 16.031$, $p < 0.001$) and for DeltaFy ($F_{1,32} = 10.622$, $p = 0.002$). Tukey post-hoc revealed a decreased DeltaFx for CAI participants compared to CTRL participants (0.055 ± 0.018 N.kg⁻¹ vs 0.067 ± 0.020 N.kg⁻¹) and a decreased DeltaFy for CAI participants compared to CTRL participants (0.055 ± 0.016 N.kg⁻¹ vs 0.067 ± 0.021 N.kg⁻¹). No group effect was noted for DeltaFz ($F_{1,32} = 3.358$, $p = .07$).

Lower limb ranges of motion

- Sagittal plane

No group effect was shown for hip Flexion/Extension (FE) ROM ($F_{1,32} = 2.197$, $p=.14$), nor for knee FE ROM ($F_{1,32} = 1.897$, $p=.18$) nor for ankle FE ROM ($F_{1,32} = 0.586$, $p=.45$).

- Frontal plane

No group effect was shown for hip Adduction/Abduction (AdAb) ROM ($F_{1,32} = 0.775$, $p=.38$) nor for knee AdAb ROM ($F_{1,32} = 3.439$, $p=.07$). A group effect was shown for ankle Pronation/Supination (PS) ROM ($F_{1,32} = 7.995$, $p=.008$). Tukey post hoc revealed a decreased ankle PS ROM for CAI participants compared to CTRL participants ($5.4 \pm 2.6^\circ$ vs $7.4 \pm 3.0^\circ$).

- Transverse plane

A group effect was shown for hip Medio-Lateral Rotation (MLr) ROM ($F_{1,32} = 8.428$, $p=.007$), for knee MLr ROM ($F_{1,32} = 4.893$, $p=.03$) and for ankle AdAb ROM ($F_{1,32} = 4.726$, $p=.04$). A group effect was shown for hip Medio-Lateral Rotation (MLr) ROM ($F_{1,32} = 8.428$, $p=.007$), for knee MLr ROM ($F_{1,32} = 4.893$, $p=.03$) and for ankle AdAb ROM ($F_{1,32} = 4.726$, $p=.04$). In the CAI group compared to CTRL group, Tukey post-hoc revealed a decreased hip MLr ROM ($16.3 \pm 8.8^\circ$ vs $19.9 \pm 9.3^\circ$), a decreased knee MLr ROM ($8.3 \pm 3.4^\circ$ vs $9.8 \pm 3.9^\circ$) and a decreased ankle AdAb ROM ($4.7 \pm 1.9^\circ$ vs $5.8 \pm 1.9^\circ$).

Error of pointing

A group effect was shown for absolute error of pointing task ($F_{1,32} = 6.418$, $p = .02$). Tukey post-hoc revealed an increased error for CAI participants ($6.0 \pm 2.9^\circ$ vs $5.1 \pm 2.0^\circ$).

Balance time

No group effect was shown for balance time ($F_{1,32} = 2.357$, $p=.13$).

Discussion

The main result of this study was the shorter reached distances for people complaining from CAI compared to CTRL participants. The average distance for the 8 directions was 80 % of leg length for CAI group and 85 % of leg length for CTRL group. The efficiency of this test to detect lower extremities injuries had already been proved (Plisky et al. 2006) and some authors had also noted significant differences between people complaining CAI and control population in at least one direction of the star (Gribble et al. 2012; Gribble et al. 2004; Hoch et al. 2012; Plante & Wikstrom 2013; Olmsted et al. 2002). Investigating the directions of the Y-balance test®, namely investigating Anterior, Postero-Medial and Postero-Lateral directions, revealed to be effective in detecting deficits in reached distances ($F_{1,32} = 5.331$, $p = 0.028$), confirming the findings of Plante and Wikstrom (2013) (Plante & Wikstrom 2013) but not the results of Martínez-Ramírez (2010), who showed no significant differences (Martínez-Ramírez et al. 2010). It has also been suggested that to study CAI, the medial directions of the star only could be investigated to identify significant reached distances deficits (Hertel et al. 2006). Statistical analysis of these directions did not reveal any significant difference between groups in the present study ($F_{1,32} = 1.785$, $p = 0.19$). Therefore, in the aim to simplify the procedure of the SEBT, it might be more relevant to use the Y-balance test® instead of the medial directions.

Use of movement laboratory tools seemed to be relevant to quantify reached distances at SEBT and to assess dynamic postural control. Indeed, the velocity of the centre of pressure was significantly lower in CAI group than in CTRL group, especially for the medio-lateral component with an average value of $4.9 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ for CAI group and $6.4 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ for CTRL group. This result could indicate that body movement above the stance foot was smaller for CAI participants. This hypothesis was validated thanks to assessment of lower limb ROM, which were significantly decreased in CAI group, for ankle PS ROM, for ankle AdAb ROM, for hip MLr ROM and for knee MLr ROM. These results showed that participants complaining from CAI reduced their ROMs particularly in frontal and transverse planes and then minimized medio-lateral constraints at the ankle joint and consequently limited stresses on lateral ligaments. The decreased values of DeltaFx and DeltaFy observed in CAI group ($0.055 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$

vs $0.067 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ for the two variables) were consistent with this reasoning, since it implied a reduction in body accelerations during unipodal stance (Gillet et al. 2003). All of these results could highlight an adaptation of the central nervous system, which programmed protective motor command based on the past experiences of ankle “giving-way” or lateral instability. This motor adaptation would limit the risk of ankle instability that could be induced by wide whole body movements or accelerations.

Despite the lack of statistically significant difference between groups for BALANCE TIME ($F_{1,32} = 1.058$, $p = 0.31$), there was a systematic trend to a shorter time needed to perform the test and a higher movement velocity in the CAI group. It has already been shown that during targeted reaching tasks with upper limbs, a small decrease in the movement time led to a great decrease in the accuracy of the movement (Keele & Posner 1968). The existence of this relationship at the lower limbs was also suggested (Kinzey & Armstrong 1998) and could then partly explain the higher pointing error observed in CAI participants during the SEBT (6.0° for CAI and 5.1° for CTRL; $p = 0.02$). In addition, a shorter unipodal balance time could illustrate a worse stability in individuals with CAI (Hurvitz et al. 2000). Since proprioceptive afferences play an important role during SEBT (Plisky et al. 2009), these various alterations highlighted in the CAI group could be due to a proprioceptive degradation already described in this population (Freeman & Dean 1965). Notably, it has already been shown an improvement in the reached distances after a proprioceptive training in CAI participants (Peres et al. 2014).

Conclusion

The aim of this study was to assess the relevance of movement analysis tools to compute reached distances automatically during SEBT procedure, and to show if this method could discriminate people complaining from CAI from asymptomatic individuals. Considering the 8 directions of the star, results showed that CAI participants reached shorter distances than CTRL. Moreover, a reduction to the 3 “Y-balance” directions was a relevant procedure simplification and would be less time consuming for the clinicians. Use of optoelectronic cameras and force platform, and their associated variables such as the velocity of the centre of pressure, the lower limb ROMs and ranges of variation of ground reaction forces, also indicated that people

suffering from CAI employed a protective strategy, limiting the movements and accelerations of the whole body during unipodal stance phase of SEBT. Establishing this strategy could highlight a deteriorated postural control in this population. The present method and findings could help clinicians to better assess dynamic balance and monitor rehabilitation progress in individuals with CAI.

Figure captions

Figure 1: Reached distances at SEBT. CAI = Chronic Ankle Instability group, CTRL = CTRL group. * highlighted a group effect ($p < 0.05$)

Figure 2: Absolute pointing task error at SEBT. CAI = Chronic Ankle Instability group, CTRL = CTRL group. * highlighted a group effect ($p < .05$)

Table captions

Table 1: Experimental data computed during unipodal stance of Star Excursion Balance Test procedure

- [1] Anandacoomarasamy a, Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med* 2005;39:e14; discussion e14.
- [2] Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J Biomech* 2011;44:2576-8. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.07.014.
- [3] Slaven EJ, Mathers J. Management of chronic ankle pain using joint mobilization and ASTYM® treatment: a case report. *J Man Manip Ther* 2011;19:108-12.
- [4] Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train* 2002;37:501-6.
- [5] Freeman AR, Dean RE. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J bone Jt Surg* 1965;47:678-85.
- [6] Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train* 2002;37:364-75.
- [7] McKeon PO, Hertel J. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9:76.
- [8] Martin RL, Ph D, Irrgang JJ, Burdett RG, Ped C. Evidence of Validity for the Foot and Ankle Ability Measure (FAAM). *Foot Ankle Int* 2005:968-83.
- [9] Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture* 2007;25:33-9.
- [10] Ross SE, Linens SW, Wright CJ, Arnold BL. Balance assessments for predicting functional ankle instability and stable ankles. *Gait Posture* 2011;34:539-42.
- [11] Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Correlations Among Multiple Measures of Functional Ankle Instability. *J Athl Train* 2007;42:361-6.
- [12] Hadadi M, Mazaheri M, Mousavi ME, Maroufi N, Bahramizadeh M, Fardipour S. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability. *J Sci Med Sport* 2011;14:370-5.
- [13] Mckeon PO, Hertel J. Ankle Instability , Part I : Can Deficits Be Detected. *J Athl Train* 2008;43:293-304.
- [14] Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *J Athl Train* 2004;39:321-9.
- [15] Hoch MC, Staton GS, Medina McKeon JM, Mattacola CG, McKeon PO. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport* 2012;15:574-9.
- [16] Plante JE, Wikstrom E a. Differences in clinician-oriented outcomes among controls, copers, and chronic ankle instability groups. *Phys Ther Sport* 2013;14:221-6.

- [17] Hertel J, Braham RA, Hale SA, Olmsted-kramer LC. Simplifying the Star Excursion Balance Test : Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *J Orthop Sport Phys Ther* 2006;36:131-7.
- [18] Martínez-Ramírez a, Lecumberri P, Gómez M, Izquierdo M. Wavelet analysis based on time-frequency information discriminate chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2010;25:256-64.
- [19] Terada M, Harkey MS, Wells AM, Pietrosimone BG, Gribble P a. The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. *Gait Posture* 2014;40:193-7.
- [20] Kinzey SJ, Armstrong CW. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27:356-60.
- [21] Plisky PJ, Gorman PP, Butler RJ, Kiesel KB, Underwood FB, Elkins B. The reliability of an instrumented device for measuring components of the Star Excursion Balance Test. *North Am J Sport Phys Ther* 2009;4:92-9.
- [22] Gribble, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train* 2012;47:339-57.
- [23] Wu G. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002;35:543-8.
- [24] Robinson RH, Gribble P a. Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:364-70.
- [25] Gribble P a., Hertel J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas Phys Educ Exerc Sci* 2003;7:89-100.
- [26] Plisky PJ, Rauh MJ, Kaminski TW, Underwood FB. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36:911-9.
- [27] Gillet C, Duboy J, Barbier F, Armand S, Jeddi R, Lepoutre F-X, et al. Contribution of accelerated body masses to able-bodied gait. *Am J Phys Med Rehabil* 2003;82:101-9.
- [28] Keele SW, Posner MI. Processing of visual feedback in rapid movements. *J Exp Psychol* 1968;77:155-8.
- [29] Hurvitz E a., Richardson JK, Werner R a., Ruhl AM, Dixon MR. Unipedal stance testing as an indicator of fall risk among older outpatients. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:587-91.
- [30] Peres MM, Cecchini L, Pacheco I MPA. Efeitos do treinamento proprioceptivo na estabilidade do tornozelo em atletas de voleibol. *Rev Bras Med Esporte* 2014;20:146-50.

Figure 1

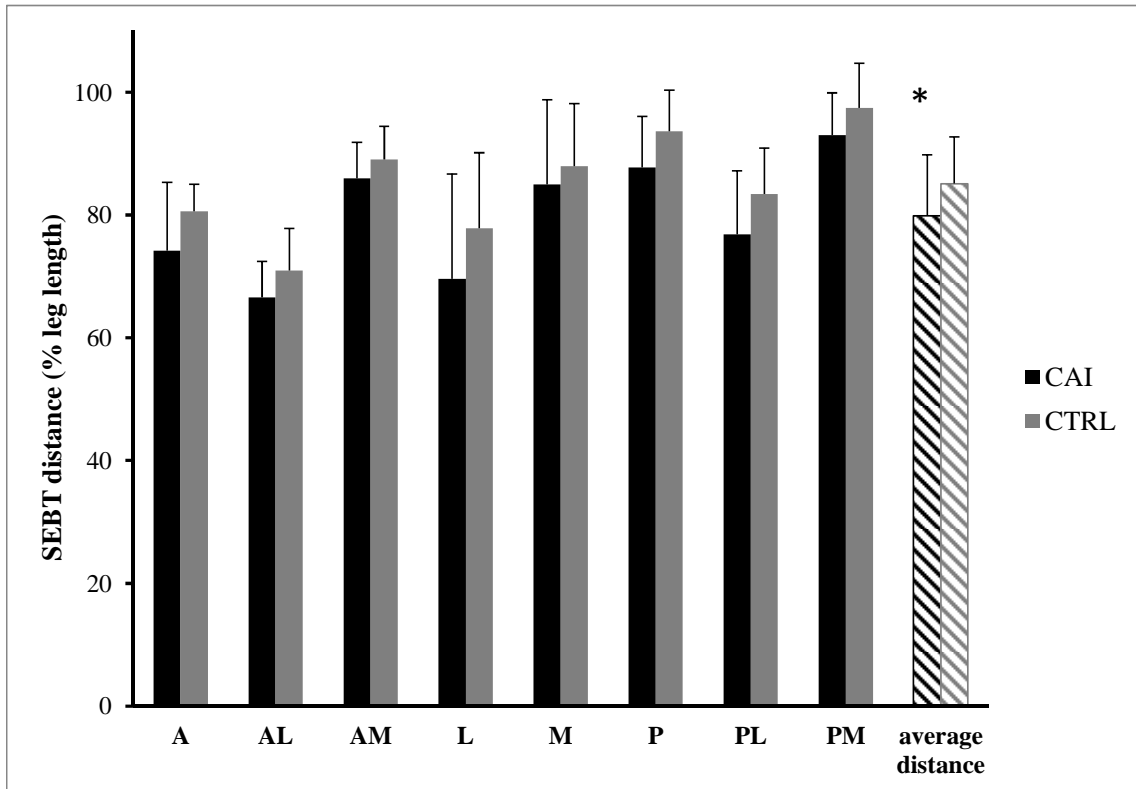


Figure 2

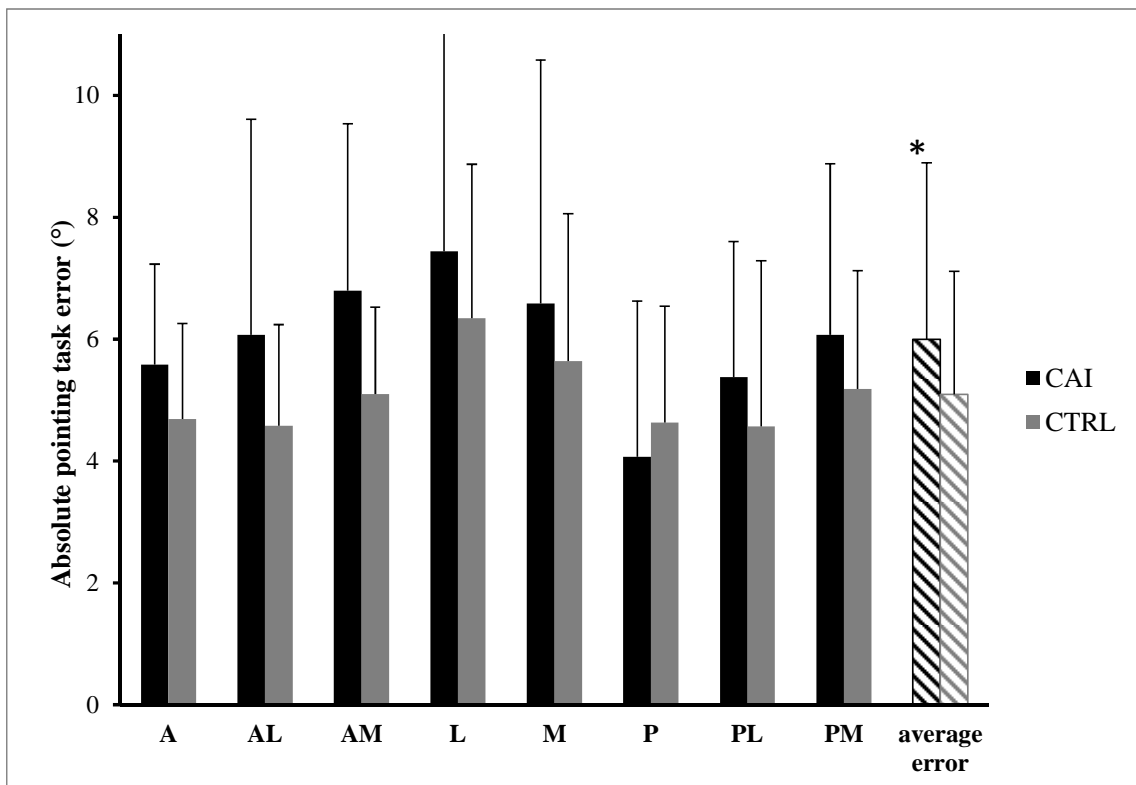


Table 1

Variable	CAI	CTRL	p-value
Distance (% leg length)	79.9 ± 9.9	84.7 ± 7.6 *	0.009
Pointing task absolute error (°)	6,0 ± 2.9	5.1 ± 2.0 *	0.02
Balance time (sec)	1.4 ± 0.4	1.9 ± 0.5	0.13
VCoP (cm.s ⁻¹)	11.6 ± 2.3	13.6 ± 2.7 *	0.006
VCoP-ML (cm.s ⁻¹)	4.9 ± 1.6	6.4 ± 1.6 *	<0,001
VCoP-AP (cm.s ⁻¹)	9.4 ± 2.3	10.6 ± 2.697	0.07
Ankle Flexion/Extension ROM (°)	13.9 ± 4.2	15.3 ± 3.9	0.45
Ankle Pronation/Supination ROM (°)	5.4 ± 2.6	7.4 ± 3.0 *	0.008
Ankle Adduction/Abduction ROM (°)	4.7 ± 1.9	5.8 ± 1.9 *	0.04
Knee Flexion/Extension ROM (°)	33,0 ± 9.9	39,0 ± 11.6	0.18
Knee Adduction/Abduction ROM (°)	2.8 ± 1.3	3.8 ± 1.5	0.07
Knee Medial/Lateral Rotation ROM (°)	8.3 ± 3.4	9.8 ± 3.9 *	0.03
Hip Flexion/Extension ROM (°)	29.8 ± 19.8	34.7 ± 20.5	0.14
Hip Adduction/Abduction ROM (°)	14.4 ± 5.2	15.6 ± 5.6	0.38
Hip Medial/Lateral Rotation ROM (°)	16.3 ± 8.8	19.9 ± 9.4 *	0.007
DeltaFx (N.kg ⁻¹)	0.055 ± 0.018	0.067 ± 0.020 *	<0,001
DeltaFy (N.kg ⁻¹)	0.055 ± 0.016	0.067 ± 0.021 *	0.002
DeltaFz (N.kg ⁻¹)	0.212 ± 0.076	0.218 ± 0.077 *	0.8

Caractérisation biomécanique des différents mécanismes impliqués dans l'Instabilité Chronique de la Cheville

L'Instabilité Chronique de la Cheville (ICC) est une possible complication fonctionnelle consécutive à une entorse collatérale latérale et est définie par une sensation de « giving way » décrite subjectivement, qui correspond au déroboement de la cheville pendant sa mise en charge. Afin de mieux caractériser l'ICC, il est important de pouvoir proposer des mesures objectives.

Ce travail a pour objectif d'évaluer de manière globale, au cours de diverses tâches, les différents mécanismes impliqués dans l'ICC, et ce, en comparant la motricité de sujets asymptomatiques et de personnes souffrant de cette pathologie.

Les résultats de ce travail mettent en évidence plusieurs mécanismes caractéristiques qui témoignent d'une augmentation du risque d'entorses et d'instabilités latérales. Ces mécanismes affectent le contrôle postural des personnes se plaignant d'une ICC et résultent d'une altération du système proprioceptif, utile dans la régulation des mouvements et des positions des différents segments, ainsi que du système musculaire, générateur de force et stabilisateur de la cheville. Des adaptations centrales illustrant une stratégie visant à protéger la cheville des contraintes éventuellement traumatiques sont également suggérées par les résultats.

Les tests mis en place dans ce travail peuvent fournir aux thérapeutes des informations objectives sur l'ICC. L'efficacité de ces tests pour caractériser cette pathologie a été démontrée, mais ceux-ci pourraient également être utilisés comme diagnostic initial et final lors d'une prise en charge rééducative. Ces nouvelles informations pourront effectivement compléter celles concernant l'historique du patient et permettraient ainsi d'apporter une dimension objective à la caractérisation d'une pathologie initialement décrite subjectivement.

Mots clés :

Entorse, instabilités latérales, articulation talo-crurale, articulation sous-talienne, marche, proprioception, équilibre, force, cinématique.

Biomechanical characterization of the different mechanisms involved in Chronic Ankle Instability (CAI)

Chronic Ankle Instability (CAI) is a possible functional complication consecutive to a lateral ankle sprain and is defined by a feeling of ankle "giving way", subjectively described, which corresponds to a flinch of this joint during its loading. In order to improve CAI characterization, it is important to propose objectives measures.

The objective of this work is to globally assess the different mechanisms involved in CAI, during several functional tasks. A comparison between asymptomatic subjects and subjects with CAI is made about functional abilities.

Results highlight several characteristic mechanisms that attest of an increase of ankle sprain and lateral instabilities risks. These mechanisms affect postural control of people complaining CAI, and result in an alteration of proprioceptive system, useful in movement and positioning regulation of body segments, and an alteration of muscular system, which generates force and stabilizes the ankle joint. Central adaptations illustrating a protective strategy against prospective traumatic movements are also suggested by the results.

Tests used in this work can provide objective information about CAI to the therapists. Efficiency of these tests to characterize CAI is demonstrated, but they could also be used as an initial or final diagnostic during a rehabilitation program. Indeed, these new information can complete the patient historic and could adduce an objective regard to the characterization of a pathology initially described subjectively by the patient.

Key words:

Sprain, lateral instability, ankle joint, subtalar joint, gait, proprioception, balance, force, kinematics